

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有權機關
國際事務局



(10) 国際公開番号
WO 2014/002388 A1

(43) 國際公開日
2014 年 1 月 3 日(03.01.2014)

(51) 国際特許分類:
G01N 21/65 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2013/003472

(22) 国際出願日: 2013 年 6 月 3 日 (03.06.2013)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2012-146529 2012 年 6 月 29 日 (29.06.2012) JP

(71) 出願人: セイコーエプソン株式会社 (SEIKO EPSON CORPORATION) [JP/JP]; 〒1630811 東京都新宿区西新宿二丁目 4 番 1 号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 坂上 裕介 (SAKAGAMI, Yusuke); 〒3928502 長野県諏訪市大和 3 丁目 3 番 5 号 セイコーエプソン株式会社内 Nagano (JP).

(74) 代理人: 上柳 雅薈, 外 (KAMIYANAGI, Masataka et al.); 〒3990785 長野県塩尻市広丘原新田 80 セイコーエプソン株式会社 知的財産本部内 Nagano (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

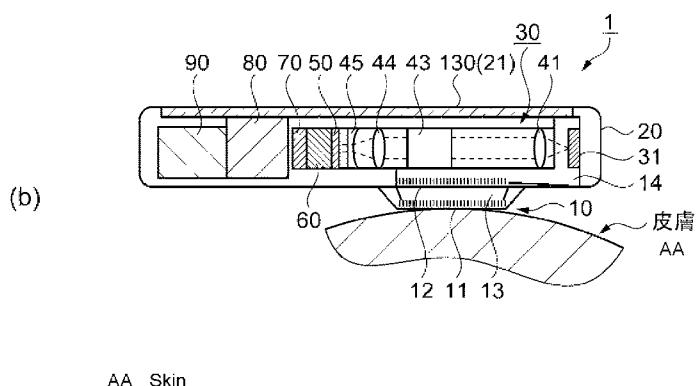
国際特許出願書類 (各約第 1 頁)

添付公開書類:

一 國際調查報告（條約第 21 條(3)）

(54) Title: SUBSTANCE DETECTION DEVICE AND WRISTWATCH TYPE BODY FAT BURNING MEASUREMENT DEVICE

(54) 発明の名称：物質検出装置、腕時計型体脂肪燃焼測定装置



(57) Abstract: A substance detection device is realized whereby a specified constituent can be detected from living body gases collected from the skin. The substance detection device (1) comprises: a detection sample collection section (10); a light source; a sensor section (31); a spectrometer (60); a photodetection element (70); a signal processing and control circuit (80); and a display section (130). The detection sample collection section (10) is accommodated in a sensor chamber (14) and collects living body gases emitted from the skin of a person and passes only these living body gases through a permeable membrane. The light source excites Raman scattered light from acetone in the living body gases that are collected. The sensor section (31) amplifies the Raman scattered light by localized surface plasmon resonance. The spectrometer (60) spectrally analyses the amplified Raman scattered light. The photodetection element (70) converts the spectrally analysed light to an electrical signal and acquires the spectrum of the amplified Raman scattered light. The signal processing and control circuit (80) compares the acquired spectrum with the fingerprint spectrum of acetone which is stored beforehand and thereby identifies acetone, which is the substance to be detected that has been collected, and calculates the amount of fat that has been burnt, which is correlated with the acetone concentration. The display section (130) displays the results calculated by the signal processing and control circuit (80).

(57) 要約:

[續葉有]



皮膚から採取した生体ガスの中から特定成分を検出できる物質検出装置を実現する。 物質検出装置1は、人の皮膚から放出される生体ガスを採取し、この生体ガスのみを透過膜で透過させ、センサー室14の内部に収容する検出試料採取部10と、採取した生体ガス中のアセトンのラマン散乱光を励起する光源と、ラマン散乱光を局在表面プラズモン共鳴によって増強するセンサー部31と、増強されたラマン散乱光を分光する分光器60と、分光された光を電気信号に変換し、増強されたラマン散乱光のスペクトルを取得する受光素子70と、取得されたスペクトルと、予め格納されているアセトンの指紋スペクトルとを照合して採取された被検出物質であるアセトンを特定し、アセトン濃度との相関関係がある脂肪燃焼量を算出する信号処理制御回路部80と、信号処理制御回路部80によって算出された結果を表示する表示部130とを備えている。

明細書

発明の名称：物質検出装置、腕時計型体脂肪燃焼測定装置

技術分野

[0001] 本発明は、物質検出装置、腕時計型体脂肪燃焼測定装置に関する。

背景技術

[0002] 近年、メタボリックシンドロームのような生活習慣に起因する症状を改善する方法として、定期的な有酸素運動が推奨されているが、継続してこのような運動をすることができなくて運動の効果がないことがしばしばある。このような人に手軽に運動の効果を上げるために体脂肪の燃焼量を知ることができれば、運動継続のモチベーションが向上し、その結果、運動の効果が出てくることが期待できる。よって、運動による脂肪燃焼量を測定できる装置が提案されている。そこで、呼気ガス中のアセトン濃度（またはアセトン量）を検出して、アセトン濃度の変化を検出して運動強度を算出し、この運動強度負荷時の酸素摂取量と摂取された単位酸素量あたりの熱量と、この熱量に関する消費脂肪の割合と、を用いて脂肪燃焼率を算出するものが提案されている（例えば、特許文献1参照）。

[0003] また、他方において、皮膚から放出される生体ガスを検出する装置および得られた検出情報から生体内の代謝情報をモニタリングする方法が提案されている（例えば、特許文献2参照）。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2010-268864号公報

特許文献2：特開2010-148692号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] このような特許文献1では、被験者はマスクを装着して呼気ガスを採取することから、一旦運動を中止して呼気を採取しなければならない。また、皮

膚ガスを検出する場合は検出対象の生体ガスの濃度は呼気ガスと比較して低濃度であるので、汗等からの水分の妨害を受けやすい。

課題を解決するための手段

[0006] 本発明は、上述の課題の少なくとも一部を解決するためになされたものであり、以下の形態または適用例として実現することが可能である。

[0007] [適用例 1] 本適用例に係る物質検出装置は、人の皮膚から放出される生体ガスを採取し、センサー室の内部に収容する検出試料採取部と、採取した前記生体ガス中の被検出物質のラマン散乱光を励起する光源と、前記ラマン散乱光を局在表面プラズモン共鳴によって増強するセンサー部と、増強された前記ラマン散乱光を分光する分光器と、分光された光を電気信号に変換し、増強された前記ラマン散乱光のスペクトルを取得する受光素子と、取得された前記スペクトルと、予め格納されている前記被検出物質の指紋スペクトルとを、照合して採取された被検出物質を特定し、前記被検出物質の濃度と、前記被検出物質の濃度との相関関係がある特定物質の量を算出する信号処理制御回路部と、前記信号処理制御回路部によって算出された結果を表示する表示部と、を備え、前記検出試料採取部は前記人の皮膚に密着し、該検出試料採取部は生体ガスを前記センサー部に透過させる透過膜を備えていることを特徴とする。

[0008] 本適用例は、人の皮膚から発生する生体ガスを採取し、センサー部に光を照射することで発生する局在表面プラズモン共鳴を利用したラマン散乱光のスペクトルと指紋スペクトルとを照合して被検出物質を特定し、被検出物質の濃度（または量）と相関関係がある特定物質の量を算出して表示部に表示するものである。従って、このような構成によれば、生体ガス中に含まれる微量な被検出物質を高感度で検出することが可能な物質検出装置を実現できる。

また、被検出物質の濃度と相関関係がある特定物質の量を検出することが可能である。

[0009] さらに、詳しくは後述する実施形態で説明するが、本適用例の物質検出装

置は、構成する各構成要素を小型化できるので、被験者に装着可能なサイズを実現できる。さらに、皮膚から発生する生体ガスを採取することから、前述した呼気を採取する構成に比べ、運動中にも特定物質の量を測定することができる。

なお、センサー室の容積が一定で、被検出物質の濃度が分かれば、被検出物質の量（重量）を求めることができる。

他方、生体ガス中には、被検出物質のほかに水分が含まれる。センサー部に水分が付着するとラマン散乱光を局在表面プラズモン共鳴によって増強することができない。そこで、被検出物質としての生体ガスは透過し、水分は透過させない透過膜を用いることにより、ラマン散乱光を局在表面プラズモン共鳴によって高効率で増強することができる。

- [0010] [適用例2] 上記適用例に係る物質検出装置において、前記センサー部は、前記光源が射出する光の波長より小さい金属ナノ構造を有するセンサーチップを備えていること、が好ましい。
- [0011] 光の波長よりも小さな金属ナノ粒子に対して光を照射する場合には、金属ナノ粒子近傍には光表面に存在する自由電子が、入射光の電場によって作用を受け共鳴し、金属ナノ粒子近傍には自由電子による電気双極子が揃った状態になるため、入射光の電場よりも強い増強電場が形成され、局在表面プラズモン共鳴が発生する。この局在表面プラズモン共鳴によって、微量に存在する標的分子（被検出物質粒子）であっても、ラマン分光ができることになり、微量の被検出物質を高感度に検出できる。
- [0012] [適用例3] 上記適用例に係る物質検出装置において、前記センサー室の内部に収容された前記生体ガスを前記センサー室の外部に排出する採取ガス排出手段をさらに備えていること、が好ましい。
- [0013] 採取された生体ガスがセンサー室内に滞留していると、次の被検出物質の検出において正確な検出結果は得られない。そこで、再検出する前に採取ガス排出手段によって生体ガスをセンサー室外に排出することによって、正確な検出結果を得ることができる。

- [0014] [適用例4] 上記適用例に係る物質検出装置において、前記検出試料採取部と、前記光源と、前記センサー部と、前記分光器と、前記受光素子と、前記信号処理制御回路部と、前記表示部と、が一体に収納されて身体に装着可能であること、が好ましい。
- [0015] このようにすれば、例えば、腕時計型のような携帯しやすい物質検出装置を構成できることから、日常生活の中や運動中にも携帯可能となり、表示部によって検出結果を認識することができる。
- [0016] [適用例5] 上記適用例に係る物質検出装置において、前記検出試料採取部と、前記光ソナー部と、前記表示部とが、一体に収納された本体部と、前記分光器と、前記受光素子と、前記信号処理制御回路部とが、一体に収納された検出部と、に分離され、当該本体部と当該検出部とが、増強された前記ラマン散乱光を搬送する光ファイバーと、電力供給及び電気信号を伝達するケーブルで接続されていること、が好ましい。
- [0017] このような構成にすれば、本体部及び検出部が分離され、各々は一体型よりもさらに小型化・軽量化が可能となり、例えば、本体部は被験者自身が表示を視認しやすい手首部に装着し、検出部は運動量の少ない任意位置に装着することができる。
- [0018] [適用例6] 上記適用例に係る物質検出装置において、前記検出試料採取部が、前記光源と前記センサー部と前記表示部とが一体に収納された本体部から分離され、前記検出試料採取部と前記センサー室とが生体ガス導入チューブで連通されていること、が好ましい。
- [0019] このようにすれば、検出試料採取部が本体部と分離されていることから、例えば、本体部を手首部に装着し、検出試料採取部は、本体部近傍の腕部に装着すれば、検出試料採取部の生体ガスの採取面積を大きくでき、生体ガスの採取量を増加させることができる。
- [0020] [適用例7] 上記適用例に係る物質検出装置において、前記検出試料採取部と、前記光源と、前記センサー部と、前記分光器と、前記受光素子と、前記信号処理制御回路部と、が一体に収納された検出装置本体部から分離され

た表示部を備え、前記検出装置本体部と当該表示部とが通信手段で接続されていること、が好ましい。

[0021] このような構成では、表示部の配置位置が限定されずに検出装置本体部から独立した任意位置に配置できる。表示部は被験者から離れた位置にあってもよく、通信手段が無線通信の場合には、検出装置本体部で検出したデータを、例えば、PCや携帯電話に送信し、これらの機器の表示部に検出結果を表示させることができが可能となり、被験者から離れた位置で検出結果を認識することができる。

また、PCや携帯電話のメモリーを利用して過去の検出結果や長時間の累積値を把握することが可能となる。

[0022] [適用例8] 上記適用例に係る物質検出装置において、前記被検出物質がアセトンであり、前記特定物質が体脂肪であって、前記信号処理制御回路部で、検出された前記アセトンの量から前記体脂肪の燃焼量を非たんぱく呼吸商を参照して算出し、前記表示部で前記体脂肪の燃焼量を表示すること、が好ましい。

[0023] 体内で生成される遊離脂肪酸の多くは肝臓へ供給されるが、運動に伴う肝臓での脂肪燃焼により代謝物質であるアセトンが生体ガスとして皮膚から放出される。そこで、アセトン濃度を検出することによって正確な脂肪燃焼量の測定が可能になる。従って、上述した物質検出装置を用いて手軽に運動の効果として体脂肪の燃焼量を知ることができれば、メタボリックシンドローム傾向の被験者の運動継続のモチベーションが向上し、生活習慣に起因する症状を改善することができる。

[0024] [適用例9] 本適用例に係る腕時計型体脂肪燃焼測定装置は、腕時計型の筐体の外面に設けられる表示部と、プラズモン共鳴を利用して被験者から放出される生体ガスの中の標的物質を検知するセンサー部と、前記センサー部にレーザー光を照射し、ラマン散乱光を励起する光源部と、前記標的物質の検出濃度に応じて体脂肪の燃焼を演算し、前記表示部に当該演算結果を表示する制御部と、前記生体ガスを透過させる透過膜を備え、前記被験者の腕の

一部に密着可能である密着部と、前記密着部を前記被検者の腕に装着可能とするリストバンドと、を備え、前記表示面と前記レーザー光の出射方向と前記透過膜とは、互いに平行であることを特徴とする。

[0025] このような構成によれば、腕時計型の装置を薄型にすることが出来る。

図面の簡単な説明

[0026] [図1]実施形態1に係る物質検出装置を示し、(a)は内部構造を透視した平面構成図、(b)は(a)のA-A切断面を示す断面図、(c)は平面外観図。

[図2]実施形態1に係る物質検出装置の主要構成を示すブロック図。

[図3]実施形態1に係る物質検出の原理を模式的に示す説明図であり、(a)はラマン分光の説明図、(b)は金属ナノ粒子に光を照射した時に形成される増強電場の説明図、(c)は金属ナノ構造における表面増強ラマン散乱の説明図。

[図4]脂肪燃焼とアセトンの関係を示す説明図であり、(a)は主なエネルギー源となる3大栄養素の摂取から貯蔵までの流れ、(b)は脂肪燃焼のメカニズム、(c)是有酸素運動における糖質と脂肪の利用率の時間的推移。

[図5]アセトン濃度とアセトン信号強度の関係を示すグラフ。

[図6]一体型の物質検出装置の装着位置を例示する説明図。

[図7]実施形態2に係る物質検出装置を示し、(a)は全体構成説明図、(b)は本体部の断面図。

[図8]実施形態2に係る本体部の平面外観図。

[図9]実施形態3に係る物質検出装置を示し、(a)は全体構成説明図、(b)は検本体部を示す断面図。

[図10]実施形態4に係る物質検出装置の構成説明図。

[図11]運動強度、脈拍数と脂肪燃焼量の関係を示し、(a)は運動強度と脂肪燃焼量の関係を示すグラフ、(b)は脈拍数と脂肪燃焼量の関係を示すグラフ。

発明を実施するための形態

[0027] 以下、本発明の実施形態を生体ガスに含まれるアセトン濃度を検出し、検出したアセトン濃度と相関がある体脂肪の燃焼量を検出する物質検出装置を例にあげ説明する。

なお、以下の説明で参照する図は、各部材を認識可能な大きさとするため、各部材ないし部分の縦横の縮尺は実際のものとは異なる模式図である。

[0028] (実施形態 1)

図 1 は、実施形態 1 に係る物質検出装置 1 を示し、(a) は内部構造を透視した平面構成図、(b) は (a) の A-A 切断面を示す断面図、(c) は平面外観図である。図 1 (a), (b) において、物質検出装置 1 は、検出試料採取部 10 と検出部 30 と表示部 130 とが、ケース 20 と風防ガラス 21 (図 1 (b)、参照) によって構成される空間内に格納されている。検出試料採取部 10 は、人の皮膚に接触する側 (ケース 20 の裏面側) に配置され、検出部 30 はケース 20 の内部に、表示部 130 は被験者が視認可能な位置 (ケース 20 の表面側) に配置されている。

[0029] 検出試料採取部 10 は、人の皮膚と密着する透過膜としての第 1 透過膜 11 と、第 1 透過膜 11 とは空間 13 を有して配置される第 2 透過膜 12 を有している。人の皮膚に密着する第 1 透過膜 11 は、汗などの水分が検出部 30 内に直接入らないように、水に対して撥水性を有し、且つ皮膚から発生する生体ガス (なお、生体ガスを皮膚ガスと表すことがある) を透過することが可能な膜によって形成されている。第 1 透過膜 11 は、生体ガスを検出部 30 内に取込む際に、後述するセンサー部 31 に生体ガスに含まれる水分等が付着することを防止するために設けられている。

[0030] 第 2 透過膜 12 は、第 1 透過膜 11 と同様な機能を有しており、第 1 透過膜 11 との二重構造にすることにより、第 1 透過膜 11 の上記機能をさらに強化するために設けられている。従って、透過膜を二重構造にすることは必要条件ではなく、物質検出装置 1 の身体への装着部位の発汗量等に応じて選択することができる。

第 1 透過膜 11 と第 2 透過膜 12 とは、ケース 20 の人体側に取付けられ

、装着ベルト 120 によって第 1 透過膜 11 が皮膚に密着するように取り付けられる。

なお、図 1 に示す物質検出装置 1 は、手首部に装着する場合の構成を例示している。

[0031] 続いて、検出部 30 の構成について説明する。図 1 (a), (b) に示すように、検出部 30 は、センサー室 14 と検出室 15 とに分けられている。センサー室 14 は、腕から放散された生体ガスが収容される空間であって、内部にセンサー部 31 が配置されている。センサー部 31 は、ラマン散乱光を増強するセンサーチップを含む。センサー部 31 の構成及び作用は、図 3 を参照して後述する。

[0032] 検出室 15 には、検出する分子を励起する光源 100 と、光源 100 から照射される光をセンサー部 31 に集光する第 1 レンズ群と、センサーチップ 32 から散乱される増強されたラマン散乱光（増強ラマン散乱光という）を集光する第 2 レンズ群と、を備えている。

[0033] 第 1 レンズ群は、光源 100 から射出される光を平行光に変換するレンズ 42 と、この平行光をセンサー部 31 に向かって反射するハーフミラー 43 と、ハーフミラー 43 で反射された光をセンサー部 31 に集光するレンズ 41 とから構成されている。

第 2 レンズ群は、レンズ 41 及びハーフミラー 43 を介してセンサー部 31 で増強されたラマン光を集光するレンズ 44 と、集光されたラマン光を平行光に変換するレンズ 45 とから構成されている。

[0034] さらに、検出室 15 には、集光された散乱光からレイリー散乱光を除去する光学フィルター 50 と、増強ラマン散乱光をスペクトルに分光する分光器 60 と、分光されたスペクトルを電気信号に変換する受光素子 70 と、分光されたスペクトルを生体ガスから検出した物質に特有の指紋スペクトルの情報として電気信号に変換する信号処理制御回路部 80 と、電力供給部 90 と、を備えている。指紋スペクトルは信号処理制御回路部 80 に予め内蔵されている。

[0035] 電力供給部 90 としては、1 次電池、2 次電池などが利用できる。1 次電池の場合には、規定の電圧以下になったことを、CPU 81 が ROM 83（共に、図 2 参照）に格納されている情報と得られた 1 次電池の電圧情報を比較して規定以下であれば、表示部 130 に電池交換の指示を表示する。

2 次電池の場合には、規定の電圧以下になったことを、CPU 81 が ROM 83 に格納されている情報と得られた 2 次電池の電圧情報を比較して規定以下であれば、表示部 130 に充電指示を表示する。被験者は、その表示を見て、接続部（図示せず）に充電器を接続して規定の電圧になるまで、充電をすることで繰返し使用することができる。

[0036] また、本実施形態の物質検出装置 1 は、センサー室 14 内に採取した生体ガスを外部に排出する採取試料排出手段 110 を有している。採取試料排出手段 110 は、一方の端部がセンサー室 14 に連通し、他方の端部が排出口 111a に連通する弾性を有する排出チューブ 112 と、複数の回転ローラー 113 と、を有している。採取試料排出手段 110 は、回転ローラー 113 でセンサー室 14 側から排出口 111a 側に向かって排出チューブ 112 を押圧していくことでセンサー室 14 内の気体を外部へ排出することができるいわゆるチューブポンプである。

[0037] チューブポンプは、手動で回転させる構造であってもモーターで駆動する構造であってもよい。なお、採取試料排出手段としてはチューブポンプ以外の気体排出手段を適宜選択して用いることが可能である。

また、生体ガスをセンサー室 14 から排出する排出口は、生体ガスを素早く排出させるために複数個所に設ける構造にすればなお好ましい。

[0038] 次に、図 1 (c) を参照して、表示部 130 の表示内容について 1 例をあげ説明する。表示部 130 は、液晶表示素子などの電気光学表示素子を用いている。主たる表示内容としては図 1 (c) に示すように、現在時刻、測定開始からの経過時間、脂肪燃焼量として 1 分当たりの燃焼量や積算値、これらの変化を表すグラフ表示などが上げられる。また、脂肪燃焼量の測定の後、センサー室 14 内の気体を排除する必要があり（つまり、センサーチップ

32のリフレッシュ)、そのことを操作者に知らしめる表示も含まれる。例えば、「リフレッシュ」が表示されている場合には、採取試料排出操作を実行する。

また、図示は省略するが、電力供給部90の電圧に応じて、電池交換指示または充電指示を表示する。

さらに、また、時刻やカレンダーなどの時計機能をデマンド表示としてもよい。

なお、ケース20には操作部22が配置されており、検出開始、検出終了、及びリセット等の操作を行う。

脂肪燃焼量の検出原理については、図3、図4、図5を参照して後述する。

[0039] 続いて、制御系を含めた物質検出装置1の構成と作用について図2を参照して説明する。

図2は、本実施形態に係る物質検出装置1の主要構成を示すブロック図である。物質検出装置1は、制御系の全体を制御する信号処理制御回路部80を有し、信号処理制御回路部80は、CPU(Central Processing Unit)81と、RAM(Random Access Memory)82と、ROM(Read Only Memory)83と、を含む。

[0040] 前述したセンサー室14の内部には、センサーチップと、センサーチップの有無検出とコードを読み取るためのセンサー検出器(図示せず)を備えており、センサー検出回路を経由してその情報がCPU81に送られる。その情報が入力された状態は、検出開始可能な状態であるため、CPU81から表示部130へ操作可能であることを入力し、表示部130で表示する。

[0041] 操作部22から検出開始の信号をCPU81が受けると、光源駆動回路84から光源作動の信号を出力して、光源100を作動させる。光源100には、温度センサーや光量センサーが内蔵されており、光源100が安定状態であることを確認できる。光源100が安定した時に生体ガスをセンサー室14内に採取する。なお、生体ガス採取には、図示しない吸引ポンプを用い

てもよい。

- [0042] 光源 100 は、 単一波長で直線偏光の安定な光を射出するレーザー光源であって、 C P U 8 1 からの信号により光源駆動回路 8 4 により駆動され、 光を射出する。この光は、 レンズ 4 2、 ハーフミラー 4 3、 レンズ 4 1 を経由してセンサーチップ 3 2 に照射され、 レイリー光と増強電場によって増強されたラマン散乱光 (S E R S : 表面増強ラマン散乱) がレンズ 4 1、 ハーフミラー 4 3、 レンズ 4 4、 レンズ 4 5、 光学フィルター 5 0、 分光器 6 0 を経由して受光素子 7 0 へ入ってくる。分光器 6 0 は、 分光器駆動回路 8 5 で制御される。また、 受光素子 7 0 は受光回路 8 6 によって制御される。
- [0043] 光学フィルター 5 0 (図 1 (a), (b)、参照) ではレイリー光を遮断し、 S E R S (Surface Enhanced Raman Scatering : 表面増強ラマン散乱) 光だけが分光器 6 0 へ入る。分光器 6 0 として、 ファブロペリー共振を利用した波長可変エタロンを採用する場合には、 透過する光の帯域 ($\lambda_1 \sim \lambda_2$) と半値幅とが設定されており、 λ_1 から始まって半値幅ずつ順次透過する波長を変化させて、 λ_2 まで繰返し受光素子 7 0 でその半値幅の光信号の強度を電気信号へ変換する。そうすることで、 検出された S E R S 光のスペクトルが得られる。
- [0044] こうして得られた被検出物質 (ここではアセトン) の S E R S 光のスペクトルは、 信号処理制御回路部 8 0 の R O M 8 3 に格納されている指紋スペクトルと照合して、 標的物質を特定し、 アセトンの濃度を検出する。そして、 アセトン濃度から脂肪燃焼量を算出し、 算出結果を被験者に知らせるため、 C P U 8 1 から表示部 1 3 0 へ結果情報が表示される。結果情報の 1 例を図 1 (c) に示す。
- [0045] 測定時間を計測する時計機能は、 周知の時計機能回路 8 7 によって、 予めセットした時刻から現在時刻と、 脂肪燃焼開始の信号を受けて、 脂肪燃焼測定開始時刻と終了時刻を表示する。また、 1 分間当たりの脂肪燃焼量、 脂肪燃焼測定開始からの積算量などを表示するための時計機能を有している。
- [0046] 続いて、 本実施形態の物質検出の原理について説明する。

図3は、本実施形態における物質検出の原理を模式的に示す説明図であり、(a)はラマン分光の説明図、(b)は金属ナノ粒子に光を照射した時に形成される増強電場の説明図、(c)は金属ナノ構造における表面増強ラマン散乱の説明図である。

まず、図3(a)を参照してラマン分光について説明する。標的分子(被検出物質分子)に入射光(波長 ν)が照射されると、多くはレイリー散乱光として波長が変化せず散乱される。一部に標的分子の分子振動の情報を含んだラマン散乱光(波長 $\nu - \nu'$)が散乱される。そのラマン散乱光から、標的分子(ここではアセトアルデヒドを例)の指紋スペクトルが得られる。この指紋スペクトルによって、検出した物質がアセトアルデヒドと特定することが可能である。しかしながら、ラマン散乱光は非常に微弱であり、微量にしか存在しない物質を検出することは困難であった。

[0047] そこで、図3(b)を参照して、入射する光の波長よりも小さな金属ナノ粒子に光を照射した時に形成される増強電場について説明する。金属ナノ粒子に対して光を照射する場合には、金属ナノ表面に存在する自由電子が、入射光の電場によって作用を受け共鳴することになり、金属ナノ粒子近傍には自由電子による電気双極子が揃った状態になった結果、入射光の電場よりも強い増強電場が形成される。この現象は、光の波長よりも小さな金属粒子に特有の現象であり、局在表面プラズモン共鳴と言われている現象である。

[0048] 次いで、金属ナノ構造における表面増強ラマン散乱について図3(c)を参照して説明する。本実施形態におけるセンサーチップ32は、この金属ナノ構造33を有する。

金属ナノ構造33は、基板34上にマトリクス状に配置された柱状の構造体35の先端部に金属ナノ粒子36が形成されたものである。

ラマン散乱光が増強電場中で発生すると、増強電場の影響によってラマン散乱光が増強されるという現象が、表面増強ラマン散乱(SERS)である。図3(c)のように、基板34上に金属ナノ構造33を形成し、その間隙に増強電場を形成するように配置しておく。ここで標的分子が入り込むと、その

ラマン散乱光は増強電場で増強されて強いラマン信号が得られることになる。結果として、微量に存在する標的分子であっても、ラマン分光ができることになる。このことによって、微量の標的分子（検出対象物質）を高感度に検出できる。

[0049] 本実施形態の物質検出装置1は、生体ガスに含まれる成分を検出することを可能とする装置であって、生体ガス中のアセトンを検出することで、脂肪がどれくらい燃焼したかを知ることができる。例えば、近年のメタボリックシンドロームのような生活習慣に起因する症状を改善する方法として定期的な有酸素運動が推奨されているが、運動の効果として手軽に脂肪燃焼量を知ることをできるようすれば、生活習慣に起因する症状を改善することが可能である。

そこで、脂肪燃焼とアセトン検出の関係について説明する。

[0050] 図4は、脂肪燃焼とアセトンの関係を示す説明図であり、(a)は主なエネルギー源となる3大栄養素の摂取から貯蔵までの流れ、(b)は脂肪燃焼のメカニズム、(c)は有酸素運動における糖質と脂肪の利用率の時間的推移を表している。

[0051] 図4(a)に示すように、食事で摂取された3大栄養素の炭水化物、脂質、蛋白質は、胃で消化され、小腸でさらに消化されたうえ吸収される。吸収された栄養素は、炭水化物はグルコースに、脂質は脂肪酸やグリセロールに、蛋白質はアミノ酸に、夫々形を変えて血液中を循環する。これらの一部は燃焼し、余分となったものは、グルコースは肝グリコーゲンや筋グリコーゲンに、脂肪酸やグリセロールは中性脂肪を経由して脂肪に、アミノ酸は蛋白質に、夫々形を変えて貯蔵され、必要に応じて逆の流れを経て消費される。3大栄養素が燃焼された時の単位重量あたりのエネルギーは、炭水化物が4 kcal/g、脂質が9 kcal/g、蛋白質が4 kcal/gに相当する。(実用的な食品のカロリー) 但し、脂質については、白色脂肪細胞に貯蔵される時には水分を含むので、7.2 kcal/gのエネルギーに相当する。

[0052] 脂肪燃焼のメカニズムは、図4（b）に示すように、運動をするとアドレナリンが出て、脂肪細胞中のホルモン感受性リバーゼが活性化されて中性脂肪の分解が促進され、脂肪酸とグリセロールになる。脂肪酸のままでは血液中に循環できないため、アルブミンと結合して遊離脂肪酸となって血液中を循環する。その内の一部は、心筋や骨格筋に供給され、 β -酸化により分解されて、 NADH_2^+ や FADH_2 を生成しながらアセチル-COAになり、TCA回路（通称クエン酸回路）を経てATP（Adenosine Triphosphate）が生成され最終的には二酸化炭素（CO₂）と水（H₂O）になる。

[0053] 骨格筋では、グリコーゲンが主にエネルギーとして消費され遊離脂肪酸の消費は少ない。心筋ではエネルギー総量の約70%が遊離脂肪酸として消費される。

他方、遊離脂肪酸の多くはカルニチンと結合しアシルカルニチンとなり肝臓へ供給される。肝臓ではアシル-COAになって、肝臓のミトコンドリアで β 酸化され、アセチル-COAになる。さらにアセチル-COAからアセト酢酸になり、更に β ヒドロキシ酪酸やアセトンになる。アセト酢酸、 β ヒドロキシ酪酸、アセトンを総称してケトン体と言い、アセトンのみが気体となって血液中を循環し、呼気ガスや皮膚ガスの成分として放出される。脂肪燃焼の割合から見ると、骨格筋や心臓よりも肝臓での割合が多く、脂肪燃焼とアセトンには相関がある。従って、呼気ガス中のアセトン量や皮膚ガス中のアセトン量を測定することで、脂肪燃焼量を知ることができる。

[0054] 続いて、有酸素運動における糖質と脂肪の利用率の時間的推移について図4（c）を参照して説明する。

ステップ1…筋肉グリコーゲンの代謝によりATPを合成する。

ステップ2…筋肉グリコーゲンの減少に伴い、血中グルコースの利用が始まり、脂肪組織の脂肪が遊離脂肪酸として血液中に遊離する。そして、血中グルコースと遊離脂肪酸を燃料とし、酸化系の代謝によりATPを合成する。脂肪の燃焼が活発になるのは、運動開始後15～20分以降と言われている。どんな運動強度でも脂肪燃焼が活発に行われる訳ではなく、運動強度が

比較的軽い領域において、脂肪燃焼が盛んになる。運動強度が高くなると、無酸素運動となるため脂肪燃焼量は減少し、代わりにグリコーゲンが主に消費される。

- [0055] 前述したように、人の皮膚ガス中のアセトン濃度を検出することで、脂肪がどれくらい燃焼したかを知ることができる。そこで、アセトン濃度とアセトン信号強度の関係について説明する。

図5は、アセトン濃度とアセトン信号強度の関係を示すグラフである。なお、図5は、アセトンの濃度の異なる試料ガスを調整して作製して、夫々の試料についてアセトン検出を行い、アセトンの夫々のスペクトルの内、特に強く出るピークに関してアセトン信号強度を求め、アセトン濃度とアセトン信号強度との相関を表すグラフである。図5に示すように、アセトン濃度（指数表示）とアセトン信号強度は、ほぼ直線で表すことができる。

なお、アセトン濃度は、センサー室14の容積が既知であれば、アセトン量に置き換えることができる。

次に、検出したアセトン濃度（アセトン量）から脂肪燃焼量を算出する。

- [0056] 前述したように、3大栄養素は、糖、脂質、タンパク質であり、それぞれ炭素原子、酸素原子、水素原子などの構成割合が異なる。そのため、内呼吸のとき、どの栄養素が分解しているかにより消費されるO₂と產生されるCO₂の割合が異なる。体細胞全体で、ある栄養素が主に代謝されているとき、その割合は呼吸にも反映される。それを表現したのが呼吸商RQ（Respiratory Quotient）であり、下記の式で表される。

$$\text{呼吸商 RQ} = (\text{単位時間あたりのCO}_2\text{の排出量}) / (\text{単位時間あたりのO}_2\text{の消費量})$$

脂質は、脂肪酸自体の中に酸素原子が非常に少ないため、分解するときは多くの酸素を消費しなければならない。O₂消費量の割にはCO₂产生量が少ないので呼吸商は0.70と3大栄養素の中では最小である。脂肪は酸素の含有率が低く、単位重量あたりの熱量は9.3 kcal/gと3大栄養素中最大である。エネルギーを保存する場合に適した栄養素であり、過食により

皮下に貯蔵されるのも脂肪である。

[0057] 糖質は、一般的に原子の割合はC₆H₁₂O₆である。酸素原子が多く含まれているため、酸素消費量は少なくとも分解できる。呼吸商は1. 00と3大栄養素の中では最大である。逆に、酸素の含有が高いので、重量あたりの熱量は4. 1 kcal/gと3大栄養素中最小である。

[0058] タンパク質は、原子の割合は脂質と糖質の中間であり、呼吸商は0. 85、熱量は5. 3 kcal/gである。理論的には、呼吸商RQが9以上にもなり得るが、臨床的には1を超えることはめったにない。一方、呼吸商RQが0. 7のときは脂肪利用を示し、0. 7以下の際は飢餓状態でケトン体產生（ケトーシス）である。ごく最近では、安静時では呼吸商RQが一定であると考えてよく、個人の呼吸商RQのばらつきも0. 78~0. 87の範囲であることが知られている。

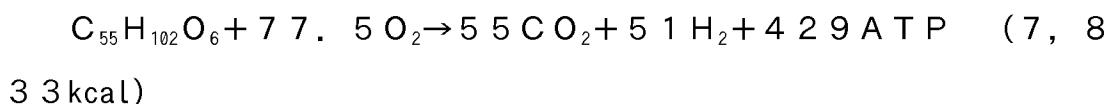
[0059] 3大栄養素及びケトン体が酸化される時に生じるエネルギーは次の式で表される。

(1) 糖質が酸化される場合



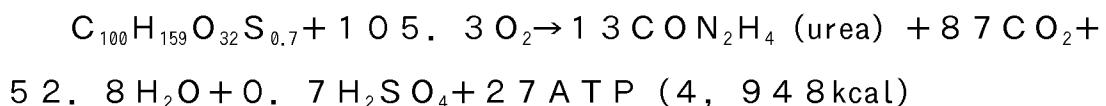
$$[\text{RQ} = 6 \text{CO}_2 / 6 \text{O}_2 = 1.0]$$

(2) 脂肪が酸化される場合



$$[\text{RQ} = 55 \text{CO}_2 / 77.5 \text{O}_2 = 0.71]$$

(3) タンパク質が酸化される場合



$$[\text{RQ} = 87 \text{CO}_2 / 105.3 \text{O}_2 = 0.83]$$

(4) 脂肪からケトン体が產生される場合



[$RQ = 0.111 \text{LCO}_2 / 0.437 \text{LO}_2 = 0.25$]

脂肪燃焼率 (g/m in) = 酸素摂取量 (l/m in) × 酸素 1 lあたりの熱量 (kcal/l) × 脂質の燃焼比率 (%) × 脂質の熱量相当の重量 (g/kcal)

[0060] ここで、酸素摂取量 (l/m in) は、呼気ガス分析装置によって測定される値であり、酸素 1 lあたりの熱量 (kcal/l) は、呼気ガス分析装置によって測定される呼吸商 RQ 値から、表 1 に示される酸素 1 l当たりの熱量 (kcal/l) に換算して求められる。

[0061]

[表1]

非たんぱく呼吸商から糖質・脂質の燃焼比率および
発生熱量を求める表 (Lusk, 1924より作成)

RQ	燃焼比率 (%)		発生熱量 (kcal/ℓO ₂)
	糖質	脂質	
0.707	0.0	100.0	4.686
0.71	1.1	98.9	4.690
0.72	4.8	95.2	4.702
0.73	8.4	91.6	4.717
0.74	12.0	88.0	4.727
0.75	15.0	84.4	4.730
0.76	19.2	80.9	4.751
0.77	22.8	77.2	4.764
0.78	26.8	73.7	4.776
0.79	29.9	70.1	4.788
0.80	33.4	66.6	4.801
0.81	36.9	63.1	4.813
0.82	40.3	59.7	4.825
0.83	43.8	56.2	4.838
0.84	47.2	52.8	4.850
0.85	50.7	49.3	4.862
0.86	54.1	45.9	4.875
0.87	57.5	42.5	4.887
0.88	60.8	39.2	4.899
0.89	64.2	35.8	4.911
0.90	67.5	32.5	4.924
0.91	70.8	29.2	4.936
0.92	74.1	26.9	4.948
0.93	77.4	22.6	4.961
0.94	80.7	19.3	4.973
0.95	84.0	16.0	4.985
0.96	87.2	12.8	4.998
0.97	90.4	9.6	5.010
0.98	93.6	6.4	5.022
0.99	96.8	3.2	5.035
1.00	100.0	0.0	5.047

[0062] 表1は、非たんぱく呼吸商から糖質・脂質の燃焼率及び発生熱量を求める表である。脂質の燃焼比(%)は、表1から呼吸商に対する燃焼における糖質と脂質の比率で表すことができ、脂質の熱量相当の重量は、脂肪C₅₅H₁₀₂O₆(859.395 g/mol)が燃焼すると7,833 kcalのエネルギーが発生するため、0.1097(g/kcal)となる。

こうして得られた脂肪燃焼率と1分間当たりの皮膚から放散されたアセトン量の相関を予め測定対比しておき、測定された1分間当たりの皮膚から放散されたアセトン量から脂肪燃焼率を算出することができる。

[0063] 以上説明した本実施形態による物質検出装置1は、検出試料採取部10と検出部30と表示部130が、ケース20の内部に格納されて一体型構成となっている。このように構成される物質検出装置1は、装着ベルト120によって身体の様々な位置に装着させることができるのである。装着位置の実施例について図6に示す。

図6は、一体型の物質検出装置1の装着位置を例示する説明図である。図6に示すように、物質検出装置1は、手首部、腕部、胸部、腰部、脚部等に装着することが可能である。この際、検出試料採取部10が皮膚に密着するように装着できれば、装着位置は特に限定されないが、手首部に装着すれば、腕時計の装着感覚で、しかも、物質検出装置1を装着した状態で表示部130を被験者（装着者）自身が視認しやすいことから、常時、脂肪燃焼量を認知することができて、利便性が高い。

[0064] 本実施形態による物質検出装置1は、人の皮膚から発生する生体ガスを採取し、センサー部31に光を照射することで発生する局在表面プラズモン共鳴を利用したラマン散乱光のスペクトルと指紋スペクトルとを照合して被検出物質を特定し、被検出物質の濃度（または量）と相関関係がある特定物質の量を算出して表示部130に表示するものである。従って、このような構成によれば、生体ガス中に含まれる微量な被検出物質を高感度で検出することが可能な物質検出装置1を実現できる。

[0065] 本実施形態において例示した被検出物質はアセトンであり、特定物質が体脂肪である。そこで、アセトン濃度を検出することによって正確な脂肪燃焼量の測定が可能になる。従って、上述した物質検出装置1を用いて手軽に運動の効果として体脂肪の燃焼量を知ることができれば、メタボリックシンドローム傾向の被験者の運動継続のモチベーションが向上し、生活習慣に起因する症状を改善することができる。

- [0066] また、本実施形態の物質検出装置1は、構成する各構成要素を小型化できるので、被験者に装着可能なサイズを実現できる。さらに、皮膚から発生する生体ガスを採取することから、前述した呼気を採取する構成とは異なり、運動中にも脂肪燃焼量を測定することができる。
- [0067] また、検出試料採取部10は、人の皮膚に密着し、且つ生体ガスをセンサ一部31に透過させる第1透過膜11と第2透過膜12を備えている。生体ガス中には、アセトンのほかに水分が含まれる。センサ一部31に水分が付着するとラマン散乱光を局在表面プラズモン共鳴によって増強することができない。そこで、生体ガスは透過し、水分は透過させない透過膜を用いることにより、ラマン散乱光を局在表面プラズモン共鳴によって高効率で増強することができる。
- [0068] また、センサ一部31は、光源100から射出される光の波長より小さい金属ナノ構造33を有するセンサーチップ32を備えている。このように金属ナノ構造33を用いることから、局在表面プラズモン共鳴によって微量に存在する標的分子（アセトン分子）であっても、ラマン分光ができるくなり、微量のアセトンを高感度に検出できる。
- [0069] また、本実施形態の物質検出装置1は、センサー室14の内部に収容された生体ガスをセンサー室14の外部に排出する採取試料排出手段110をさらに備えている。採取された生体ガスがセンサー室14内に滞留していると、次の検出操作において正確な検出結果は得られない。そこで、再び検出操作する前に採取試料排出手段110によって生体ガスをセンサー室114外に排出することによって、正確な検出結果を得ることができる。
- [0070] 図1に示したように、本実施形態の物質検出装置1は、腕時計型体脂肪燃焼測定装置を構成していることから、日常生活の中や運動中にも携帯可能となり、被験者自身が、その場で運動の成果として脂肪燃焼量を認識することができるという効果がある。
- [0071] (実施形態2)
- 続いて、実施形態2に係る物質検出装置2について説明する。前述した実

施形態 1 の物質検出装置 1 が、検出試料採取部 10 と検出部 30 と表示部 130 とが、一体化された腕時計型構成であることに対して、実施形態 2 は、検出試料採取部 10 と、光源 100 と、センサー部 31 と、表示部 130 とが、一体化された本体部 200 と、分光器 60 と、受光素子 70 と、信号処理制御回路部 80 とが、一体化された検出部 250 と、に分離され、本体部 200 と検出部 250 とが、光ファイバー 210 とケーブル 220 とで接続されていることに特徴を有している。

[0072] 図 7 は、実施形態 2 に係る物質検出装置 2 を示し、(a) は全体構成説明図、(b) は本体部 200 の断面図である。図 7 (a) に示すように、物質検出装置 2 は、本体部 200 と検出部 250 とから構成されている。本体部 200 と検出部 250 とは、増強されたラマン散乱光を検出部 250 へ搬送する光ファイバー 210 と、電力供給部 90 から本体部に電力を供給し、また、検出部 250 によって処理された電気信号を本体部 200 に入力するケーブル 220 と、によって接続されている。

[0073] 検出部 250 は、本体ケース 25 内に、光ファイバー 210 によって取り入れられた増強ラマン散乱光を集光するレンズ 46, 47 と、集光された増強ラマン散乱光からレイリー散乱光を除去する光学フィルター 50 と、増強ラマン散乱光をスペクトルに分解する分光器 60 と、分光されたスペクトルを電気信号に変換する受光素子 70 と、分光されたスペクトルを生体ガスから検出したアセトン特有の指紋スペクトルの情報として電気信号に変換する信号処理制御回路部 80 と、電力供給部 90 と、を備えている。

[0074] 本体部 200 は手首部に装着される場合を例示している。図 7 (b) に示すように、本体部 200 は、人の皮膚と密着する第 1 透過膜 11 と、第 1 透過膜 11 とは空間 13 を有して配置される第 2 透過膜 12 とを有している。第 1 透過膜 11 及び第 2 透過膜 12 は、前述した実施形態 1 (図 1 (b)、参照) と同じ機能を有する。

第 1 透過膜 11 と第 2 透過膜 12 とは、ケース 20 の人体側に取付けられ、装着ベルト 120 によって第 1 透過膜 11 が皮膚に密着するように取り付

けられる。

- [0075] 第2透過膜12の内側にはセンサー室14と検出室15とが隔壁で仕切られて設けられており、センサー室14は、腕（皮膚）から放散された生体ガスが収容される空間であって、センサー部31（センサーチップ32）が配置されている。センサー部31（センサーチップ32）の構成及び作用については、実施形態1（図4、参照）と同じである。
- [0076] センサー室14には、検出する分子を励起する光源100、光源100から照射される光をセンサー部31に集光するレンズ42と、ラマン散乱光を増強するセンサーチップ32と、が配置されている。検出室15には、センサーチップ32から散乱される増強されたラマン散乱光を集光するレンズ41、42と、増強されたラマン散乱光を検出部250へ搬送する光ファイバー210が接続されている。センサー室14には、内部に取込まれた生体ガスを外部に排出する採取試料排出手段110と連通する吸気口111bが開口されている。
- [0077] 採取試料排出手段110としては、本実施形態ではチューブポンプを用いることができる。チューブポンプは、弾性を有する排出チューブ112と、排出チューブ112を押圧する複数の回転ローラー113と、回転ローラー113をセンサー室14側から排出口111aに向かって位置を移動させる回転リング26とを有して構成されている。排出チューブ112の一端はセンサー室14に連通する吸気口111bである。回転リング26の回転は手動でも行ってもよく、モーター駆動であってもよい。
- [0078] また、光源100は、光ファイバー210によって電力供給部90に接続されて電力が供給される。表示部130は、ケーブル220によって信号処理制御回路部80に接続されて表示信号が入力される。また、操作部22の入力信号がケーブル220を介して信号処理制御回路部80に入力されることにより、脂肪燃焼測定を開始し、または終了する。従って、ケーブル220は多層または多軸ケーブルである。

なお、表示部130が液晶表示装置や有機EL装置のような電気光学表示

装置の場合には、表示用ドライバーが設けられる。

[0079] 本体部200の図示上部には表示部130が配置されており、表示部130の上方には風防ガラス21が配置され、表示部130を保護している。

次に、本体部200の平面外観を図8に例示し説明する。

[0080] 図8は、本実施形態に係る本体部200の平面外観図である。物質検出装置2の操作をするための操作部22、23、センサー部31の生体ガスを排出するための採取試料排出手段110（チューブポンプ）を作動する回転リング26、チューブポンプの一方の端部を外気へ連通するための排出口111aなどがケース20に備えられている。中央部には表示部130があり、現在時刻、脂肪燃焼測定開始時刻、単位時間（1分間）当たりの脂肪燃焼量（g/m）、測定開始からの累積（積算）脂肪燃焼量（g）などを表示することができる。ケース20には腕に装着するための装着ベルト120が設けられている。

[0081] 使用する人は、まず回転リング26を回転させ、回転ローラー113の位置を移動させてセンサー室14内の生体ガスを排出する。次に操作部22を押して測定を開始する。すると、脂肪燃焼測定開始時刻の表示がリセットされ、操作部22を押した時刻が表示されて脂肪燃焼量の測定が開始される。適切な運動をすることによって、安静時よりも多く脂肪が燃焼することになる。その結果が、1分当たりの脂肪燃焼量（g/m）と累積脂肪燃焼量として表示される。測定が終了したら、操作部22を押すとそこで、脂肪燃焼測定が終了する。なお、表示部130には、脂肪燃焼測定が開始可能か（生体ガスがセンサー室114から排出されているか）、または生体ガスを排出させるためのアイコンを表示させればなおよい。また、電力供給部90の電圧情報も表示されることが望ましい。

[0082] なお、本実施形態の物質検出装置2は、本体部200と検出部250とが分離されている。前述したように本体部200は腕（手首部）に装着可能な形態を有しており、一方の検出部は、光ファイバー210及びケーブル220によって本体部200に接続された状態で、日常生活及び運動時に邪魔に

なりにくい位置（腕部や胸部や腹部や脚部等）に図示しないベルト等で装着することができる。

[0083] このような構成にすれば、本体部200及び検出部250が分離されることから、各々は前述した一体型よりもさらに小型化・軽量化が可能となり、例えば、本体部200は被験者自身が表示を視認しやすい手首部に装着し、検出部250は運動量の少ない任意位置に装着することができる。

[0084] (実施形態3)

続いて、実施形態3に係る物質検出装置3について説明する。前述した実施形態2の物質検出装置2が、本体部200と検出部250とから構成され、本体部200の検出試料採取部10が手首部などの皮膚に密着して生体ガスを直接センサー室14に取り込むことに対して、実施形態3は、生体ガス採取部を本体部202と分離していることに特徴を有している。よって、実施形態2との相違箇所を中心に、共通部分には実施形態2(図7、参照)と同じ符号を附して説明する。

図9は、実施形態3に係る物質検出装置3を示し、(a)は全体構成説明図、(b)は本体部202を示す断面図である。

[0085] 図9(a)に示すように、物質検出装置3は、本体部202と、検出試料採取部300と、検出部250とから構成されている。検出部250は、前述した実施形態2と同じ構成である。本体部202は、実施形態2における検出試料採取部10(図7(b)、参照)とほぼ同じ構成であるが、第1透過膜11と第2透過膜12は、互いの間に空間を有して検出試料採取部300に設けられている。本体部202のセンサー室14と検出試料採取部300とは、生体ガス導入チューブ303で連通されている。なお、検出試料採取部300は、誇張して図示している。

[0086] 検出試料採取部300は、本体部202にできるだけ近い位置に配置される。本実施形態では、本体部202を手首に装着し、検出試料採取部300を手首部の上部の腕部に装着している。検出試料採取部300は、バルーン状の外隔壁301で腕部の周囲を覆い、内部に生体ガスを収容可能になって

いる。そして、本体部202に近い位置で生体ガス導入チューブ303に連通されている。なお、外隔壁301で囲まれた空間と生体ガス導入チューブ303の端部開口部303aとの間には、第1透過膜11及び第2透過膜12が設けられている。なお、第1透過膜11を腕部表面に密接させる構成としてもよい。また、第2透過膜12を省略することも可能である。生体ガス導入チューブ303の他方の端部開口部303bは、センサー室14に連通し、検出試料採取部300内の生体ガスをセンサー室14の内部に取り込む。

[0087] 外隔壁301には、バルブ302が設けられており、脂肪燃焼量測定後、バルブ302を開放して検出試料採取部300内部の生体ガスを排出し、脂肪燃焼量測定開始前にバルブ302を閉鎖し、生体ガスを内部に採取する。センサー室14内の生体ガスは、実施形態2と同様に採取試料排出手段110によって外部に排出させる。

[0088] 本実施形態では、検出試料採取部300が本体部202と分離されている。このようにすれば、本体部202を手首部に装着し、検出試料採取部300を本体部202近傍の腕部に装着すれば、検出試料採取部300の生体ガスの採取面積を大きくでき、生体ガスの採取量を増加させることができる。

[0089] (実施形態4)

続いて、実施形態4に係る物質検出装置4について説明する。前述した実施形態1の物質検出装置1が、検出試料採取部10と検出部30と表示部130とが、一体型構成であることに対して、実施形態4は、表示部410のみを検出装置の本体部との分離構成としていることに特徴を有している。

図10は、実施形態4に係る物質検出装置4の構成説明図であり、(a)は検出装置本体部400を腕部に装着した場合、(b)は検出装置本体部400を腹部に装着した場合である。物質検出装置4は、検出装置本体部400と表示部410とから構成されている。検出装置本体部400は、検出試料採取部10と検出部30とから構成され、実施形態1(図1(a), (b)、参照)から表示部130を取り除いた構成である。よって、視認可能な

構成とすることは必要ないことから、検出装置本体部400は、生体ガスを取り入れることが可能な身体の任意の位置に装着することが可能である。従って、検出装置本体部400及び表示部410には、アンテナや無線通信回路が備えられている。

- [0090] 表示部410は、液晶表示装置や有機EL装置のような電気光学表示手段を用いており、ケースに格納され、装着ベルト等で身体の視認しやすい位置に装着される。
- [0091] このような構成では、表示部410が身体から離れた位置にあっても良く、検出装置本体部400で検出したデータを、例えば、PCや携帯電話、タブレット情報機器等に送信し、これらの機器の表示部に検出結果を表示させることが可能である。従って、被験者から離れた位置で検出結果を認識することができ、PCや携帯電話のメモリーを利用して過去の検出結果や長時間の累積値を把握することが可能となる。
- [0092] なお、通信手段としては、無線通信だけでなく、ケーブルで接続する構成でも、光通信を応用することも可能である。
- [0093] なお、脂肪燃焼量の検出を利用して、適切な運動強度を管理することが可能である。そのことについて説明する。

図11は、運動強度、脈拍数と脂肪燃焼量の関係を示し、(a)は運動強度と脂肪燃焼量の関係を示すグラフ、(b)は脈拍数と脂肪燃焼量の関係を示すグラフである。

図11(a)に示すように、脂肪燃焼率(単位時間当たりの脂肪燃焼量)が最大になるのは、男女、年齢、運動習慣などによって異なっており、一般の人では運動強度が約40%前後の時に、運動選手では運動強度が約50%前後の時に、脂肪燃焼率が最大になっている。従って、効率的に脂肪燃焼を行うには、個人毎に運動強度を適切に管理する必要がある。つまり、個人毎に脂肪燃焼率が最大になる運動強度を測定しておき、その運動強度を心拍数や脈拍数など運動中にも容易に管理できる数値で指示して運動を行えばよい。

[0094] 個人毎に脂肪燃焼率が最大になる運動強度は、運動習慣や年齢によって変化していくものであり、定期的に測定することが、脂肪燃焼の効果を高めることになる。

例えば、図11（b）に示す例では、脈拍数110以下が弱い運動、110～140の範囲が脂肪燃焼ゾーン、140以上がオーバーペースとなる人は、脈拍数が110～140の範囲の運動強度によって脂肪燃焼効率を高めることができる。このことから、適切な運動強度に従って運動を一定時間行い、その効果を確認することができたら、運動を継続するモチベーションが高まり、継続的な効果が期待できる。

[0095] 上記実施形態において説明した各物質検出装置は、運動中に脂肪燃焼量を測定することが可能であって、脂肪燃焼率を最大にする適切な運動強度を選択し、適切な運動強度の運動を実施すれば効率的な脂肪燃焼を実現し、そのことを自身で確認できるという特徴を有する。

符号の説明

[0096] 1…物質検出装置、10…検出試料採取部、11…第1透過膜、12…第2透過膜、14…センサー室、31…センサー部、60…分光器、70…受光素子、80…信号処理制御回路部、90…電力供給部、100…光源、130…表示部。

請求の範囲

- [請求項1] 人の皮膚から放出される生体ガスを採取し、センサー室の内部に収容する検出試料採取部と、
採取した前記生体ガス中の被検出物質のラマン散乱光を励起する光源と、
前記ラマン散乱光を局在表面プラズモン共鳴によって増強するセンサー部と、
増強された前記ラマン散乱光を分光する分光器と、
分光された光を電気信号に変換し、増強された前記ラマン散乱光のスペクトルを取得する受光素子と、
取得された前記スペクトルと、予め格納されている前記被検出物質の指紋スペクトル、とを照合して前記被検出物質を特定し、前記被検出物質の濃度と、前記被検出物質の濃度との相関関係がある特定物質の量と、を算出する信号処理制御回路部と、
前記信号処理制御回路部によって算出された結果を表示する表示部と、
を備え、
前記検出試料採取部は前記人の皮膚に密着し、該検出試料採取部は前記生体ガスを前記センサー部に透過させる透過膜を備えていること、を特徴とする物質検出装置。
- [請求項2] 前記センサー部は、前記光源が射出する光の波長より小さい金属ナノ構造を有するセンサーチップを備えていること、を特徴とする請求項1に記載の物質検出装置。
- [請求項3] 前記センサー室の内部に収容された前記生体ガスを前記センサー室の外部に排出する採取ガス排出手段をさらに備えていること、を特徴とする請求項1または請求項2に記載の物質検出装置。
- [請求項4] 前記検出試料採取部と、前記光源と、前記センサー部と、前記分光器と、前記受光素子と、前記信号処理制御回路部と、前記表示部と、

が一体化されて身体に装着可能であること、を特徴とする請求項1ないし請求項3のいずれか一項に記載の物質検出装置。

[請求項5] 前記検出試料採取部と、前記光源と、前記センサー部と、前記表示部とが、一体に収納された本体部と、

前記分光器と、前記受光素子と、前記信号処理制御回路部とが、一体に収納された検出部と、に分離され、

当該本体部と当該検出部とが、増強された前記ラマン散乱光を搬送する光ファイバーと、電力供給及び電気信号を伝達するケーブルで接続されていること、を特徴とする請求項1ないし請求項3のいずれか一項に記載の物質検出装置。

[請求項6] 前記検出試料採取部が、前記光源と前記センサー部と前記表示部とが一体に収納された本体部から分離され、

前記検出試料採取部と前記センサー室とが生体ガス導入チューブで連通されていること、を特徴とする請求項1ないし請求項4のいずれか一項に記載の物質検出装置。

[請求項7] 前記検出試料採取部と、前記光源と、前記センサー部と、前記分光器と、前記受光素子と、前記信号処理制御回路部と、が一体に収納された検出装置本体部から分離された表示部を備え、

前記検出装置本体部と当該表示部とが通信手段で接続されていること、を特徴とする請求項1ないし請求項3のいずれか一項に記載の物質検出装置。

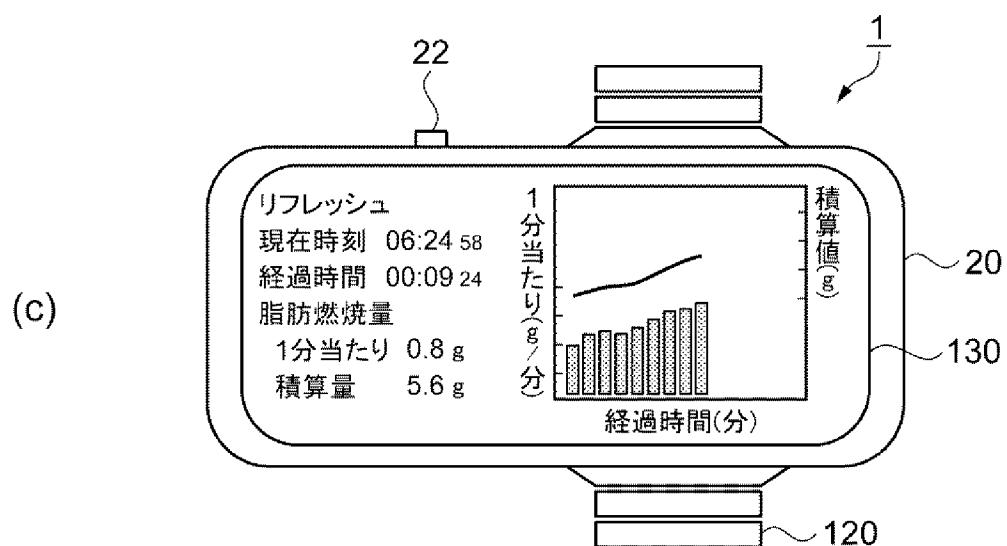
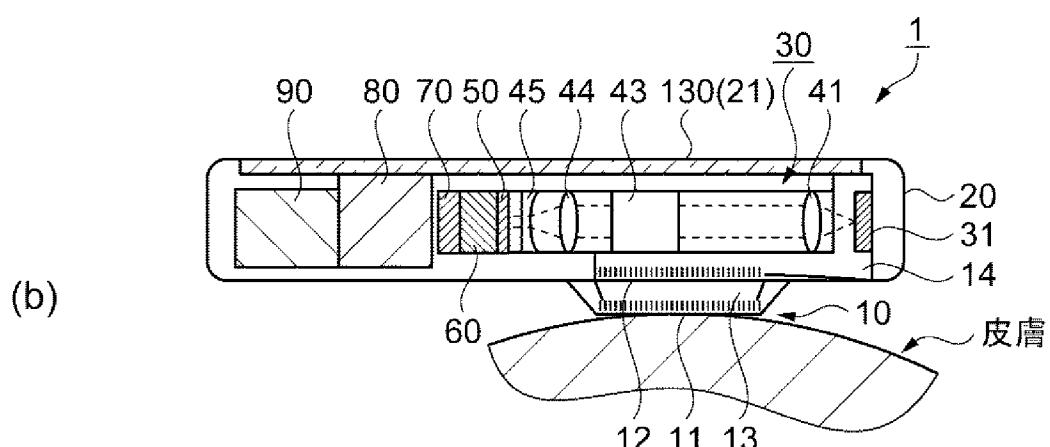
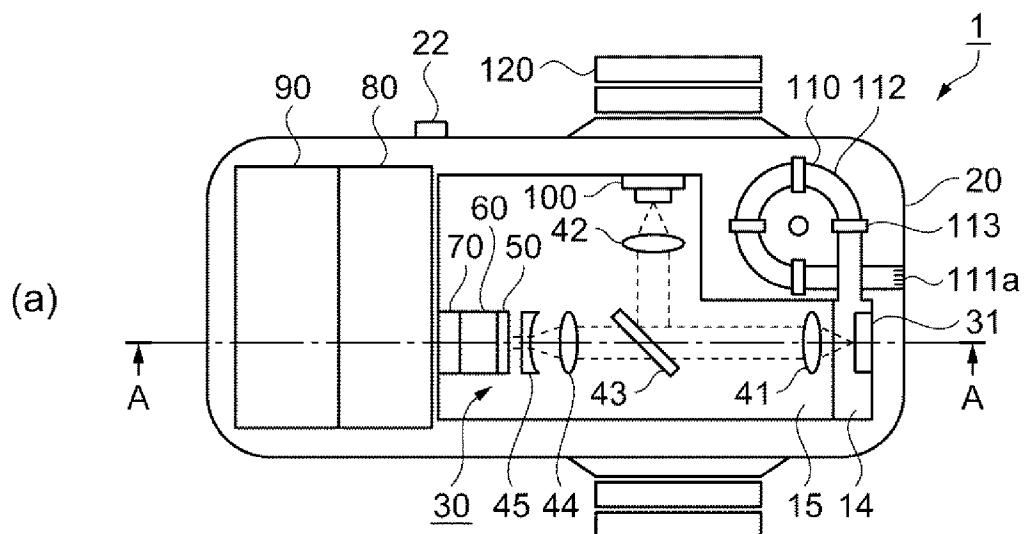
[請求項8] 前記被検出物質がアセトンであり、前記特定物質が体脂肪であって、

前記信号処理制御回路部で、検出された前記アセトンの量から前記体脂肪の燃焼量を算出し、

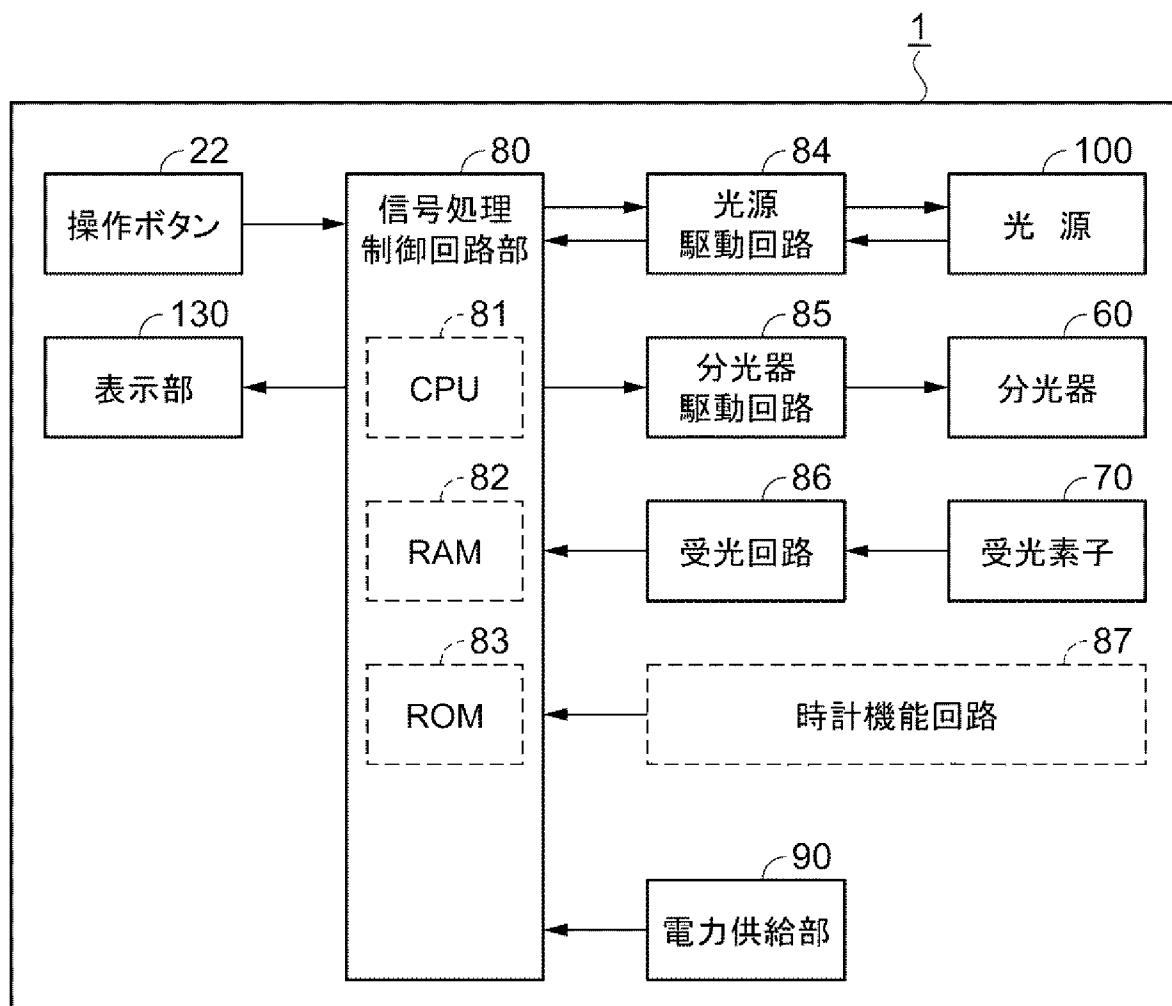
前記表示部で前記体脂肪の燃焼量を表示すること、を特徴とする請求項1ないし請求項7のいずれか一項に記載の物質検出装置。

[請求項9] 腕時計型の筐体の外面に設けられる表示部と、
　　プラズモン共鳴を利用して被験者から放出される生体ガスの中の標
　　的物質を検知するセンサー部と、
　　前記センサー部にレーザー光を照射し、ラマン散乱光を励起する光
　　源部と、
　　前記標的物質の検出濃度に応じて体脂肪の燃焼を演算し、前記表示
　　部に当該演算結果を表示する制御部と、
　　前記生体ガスを透過させる透過膜を備え、前記被験者の腕の一部に
　　密着可能である密着部と、
　　前記密着部を前記被験者の腕に装着可能とするリストバンドと、
　　を備え、
　　前記表示面と前記レーザー光の出射方向と前記透過膜とは、互いに
　　平行であることを特徴とする腕時計型体脂肪燃焼測定装置。

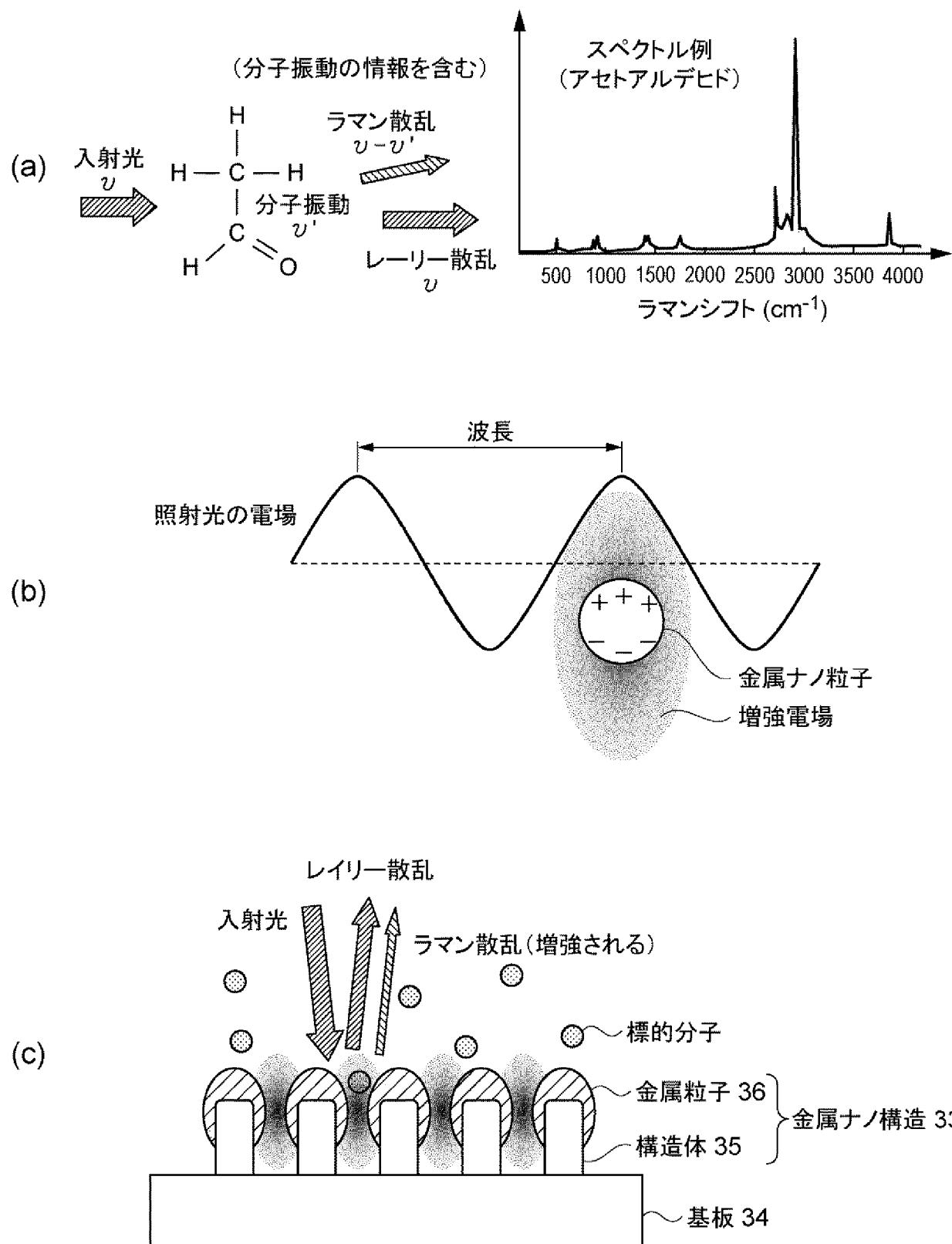
[図1]



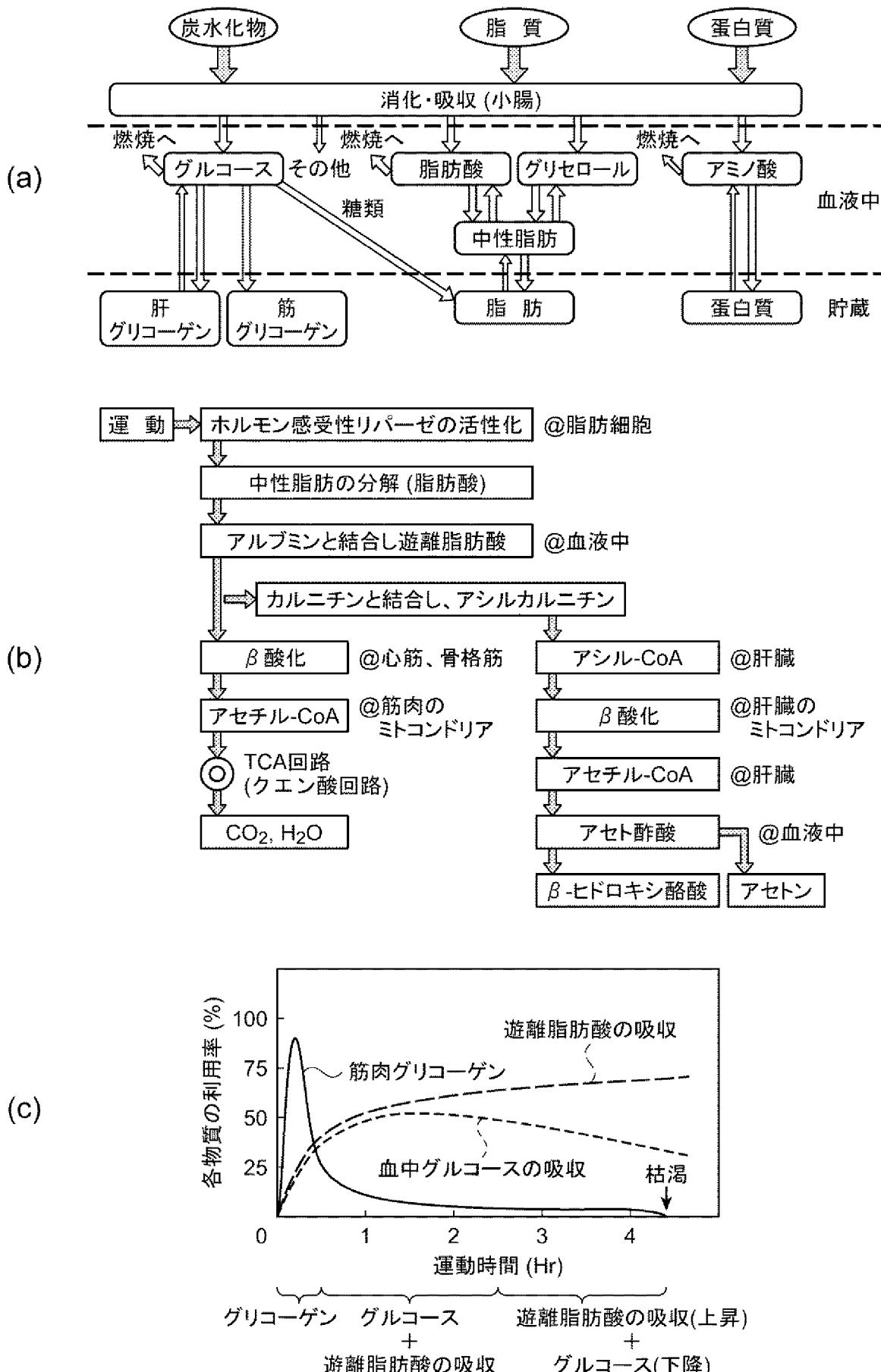
[図2]



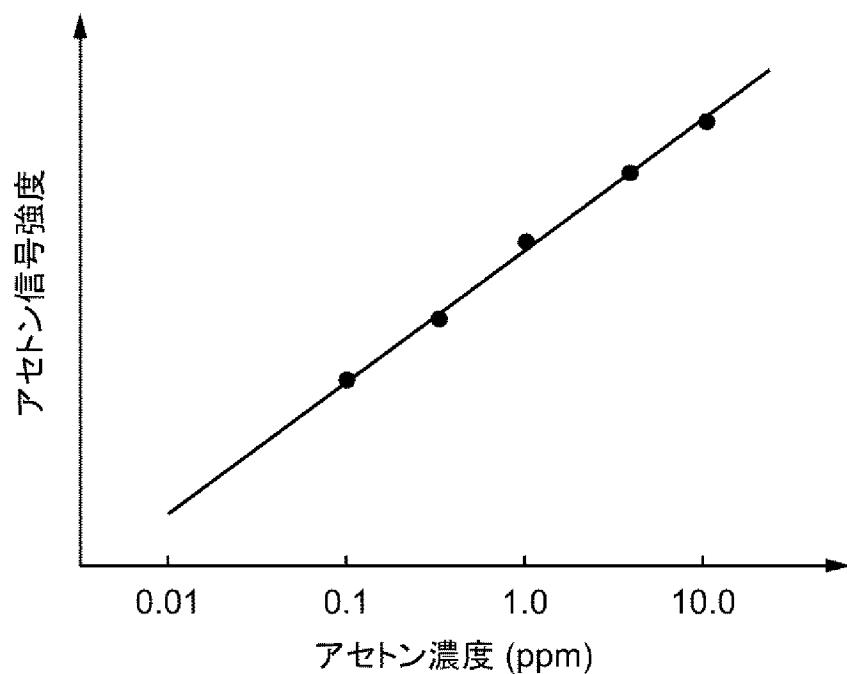
[図3]



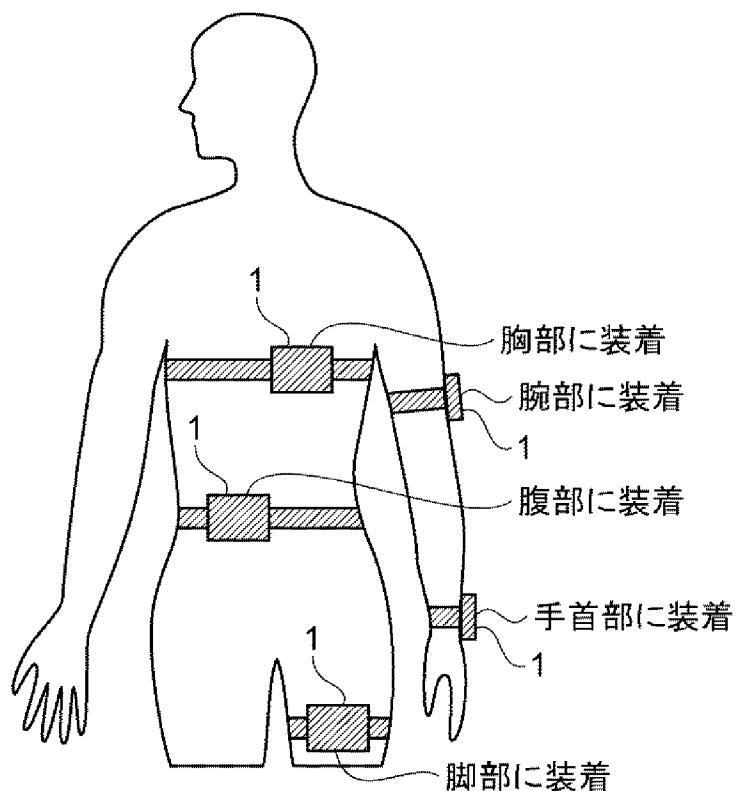
[図4]



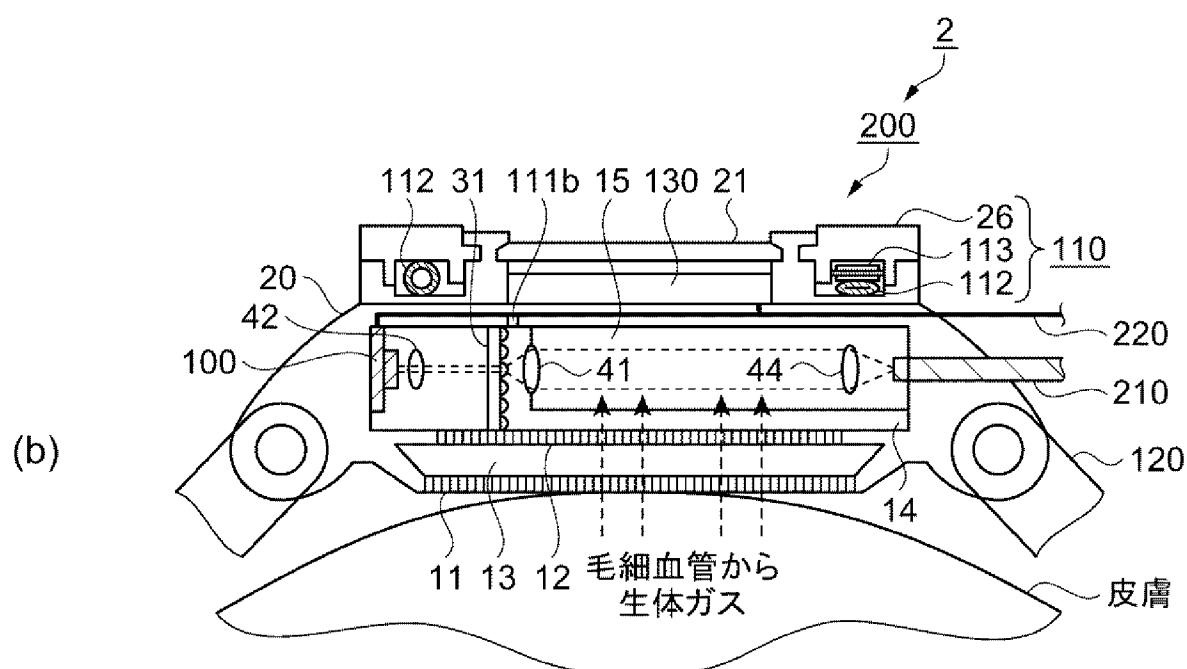
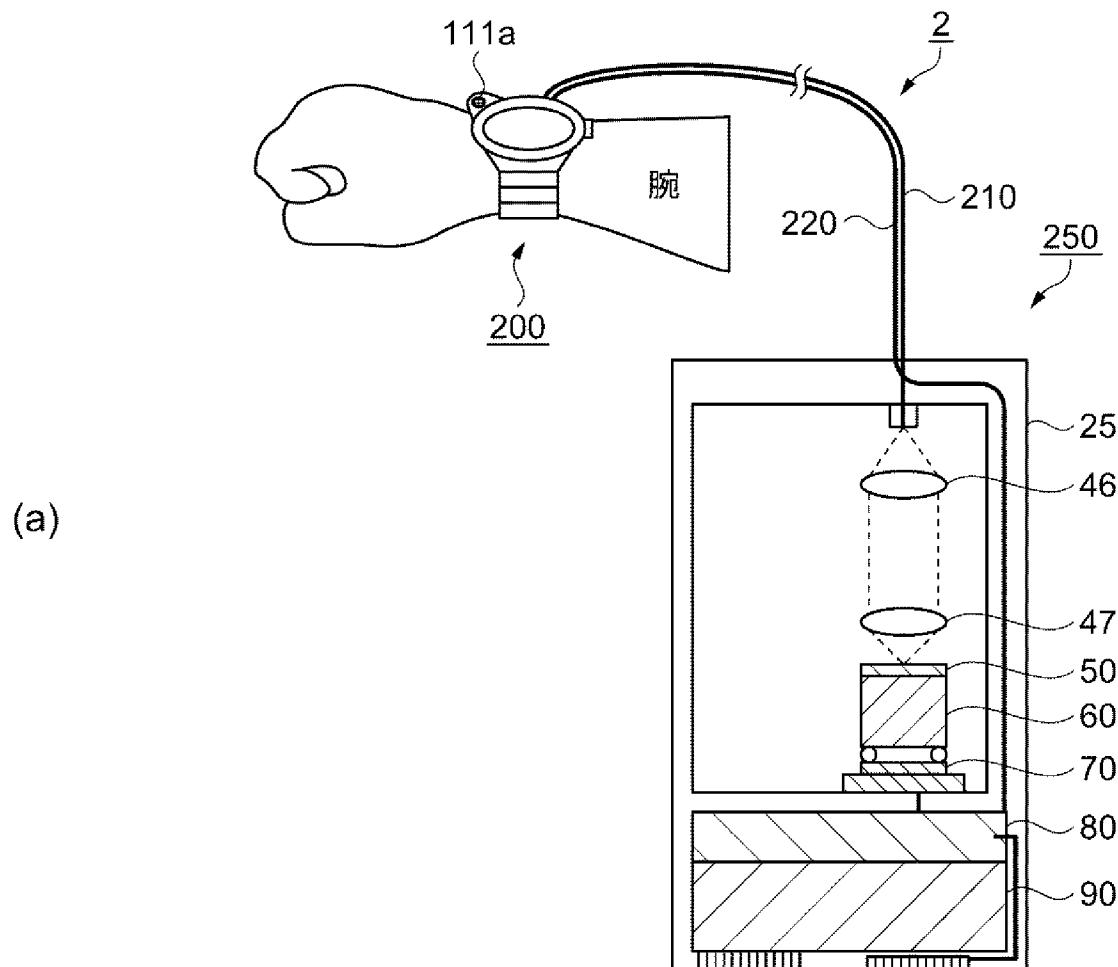
[図5]



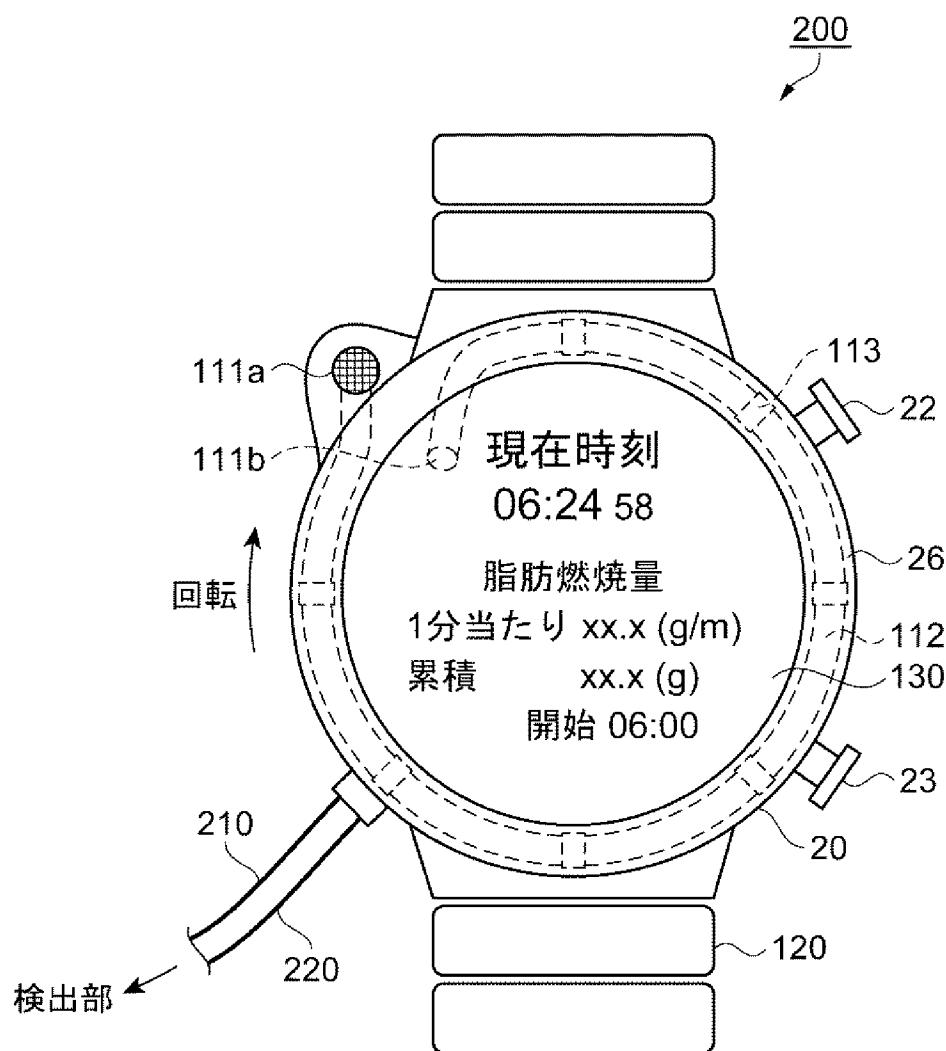
[図6]



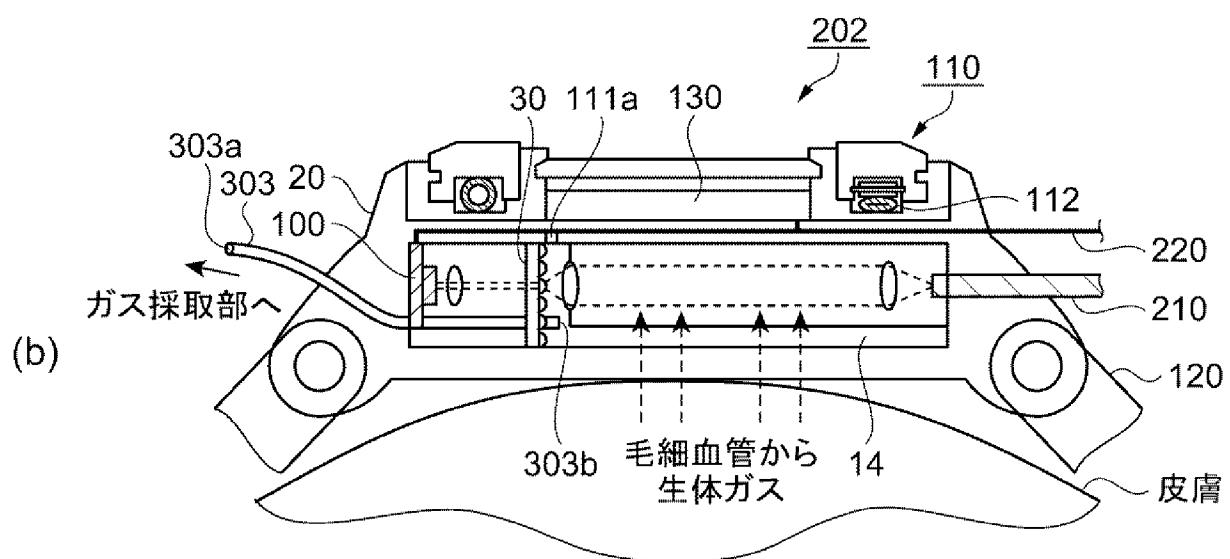
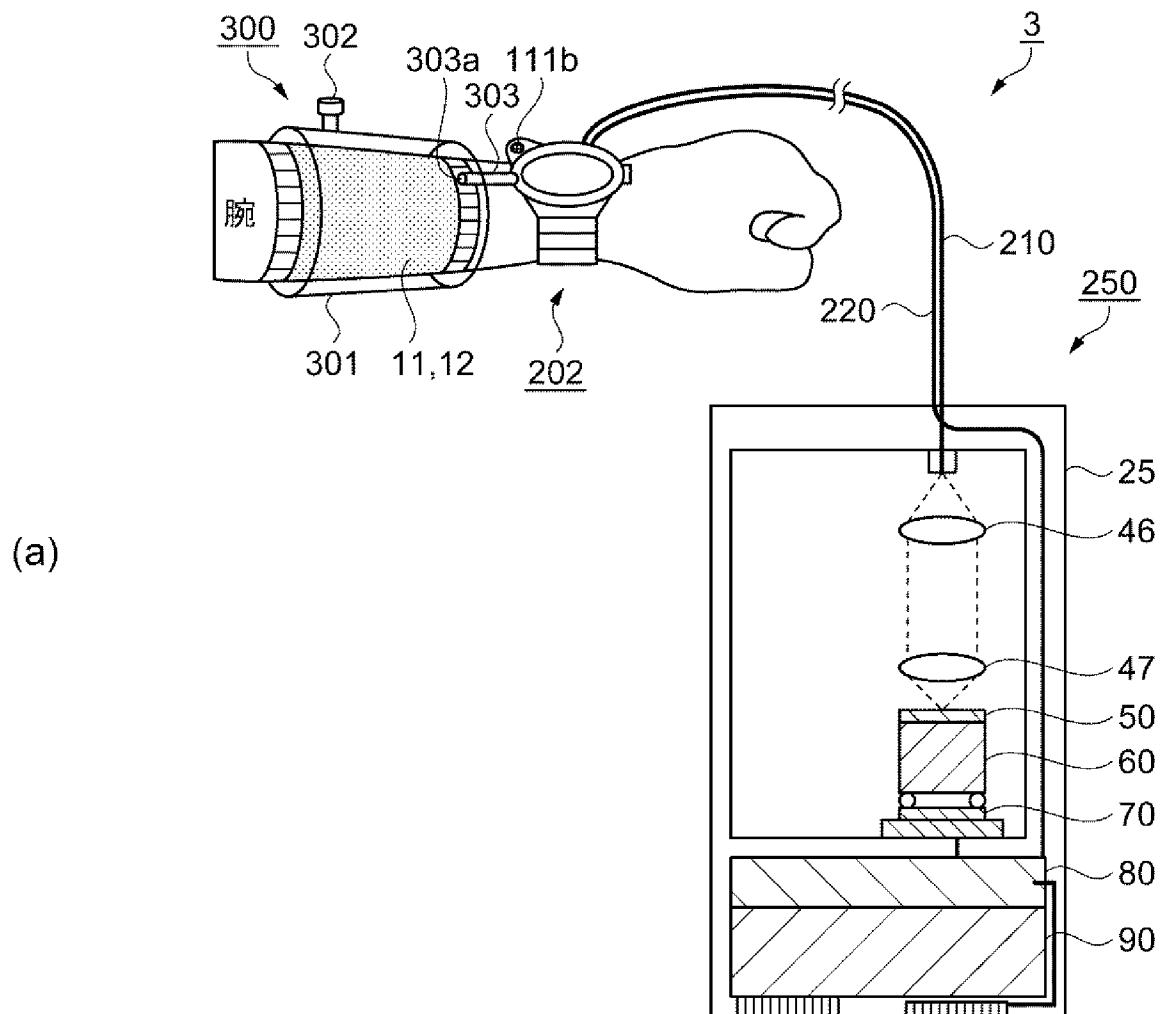
[図7]



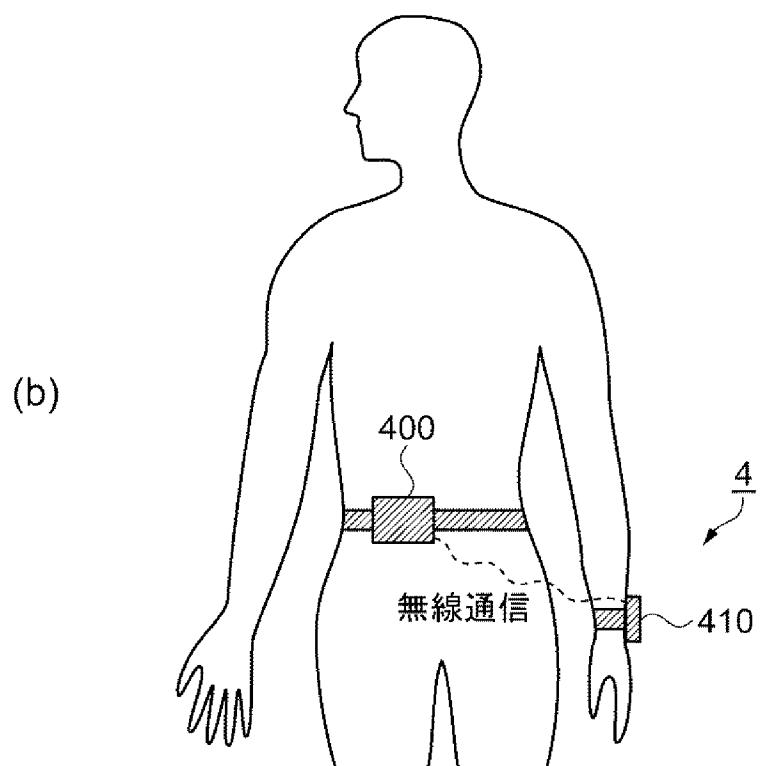
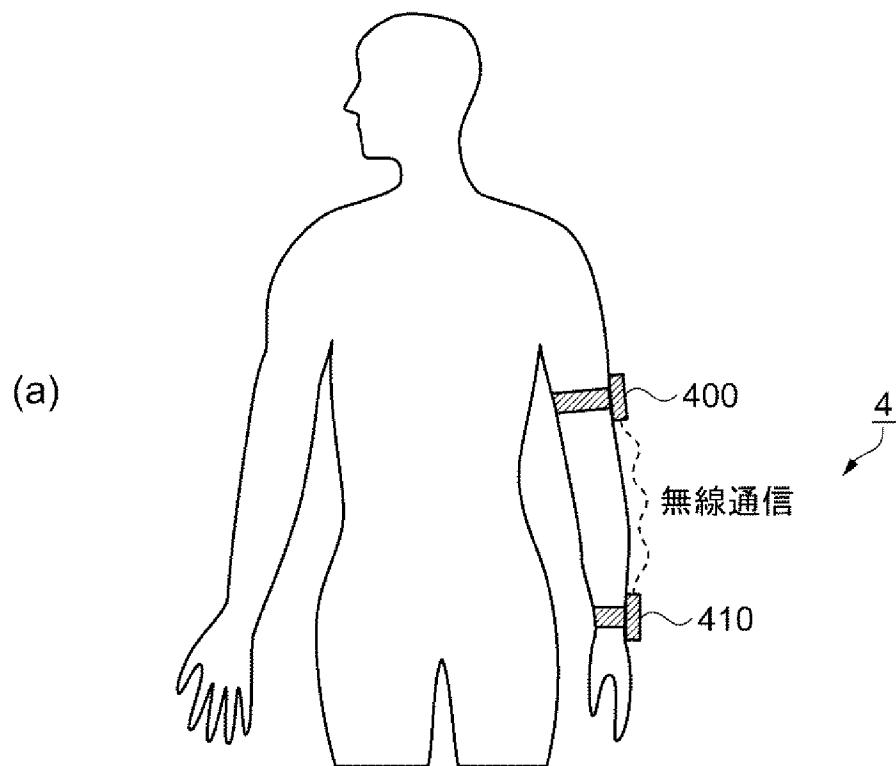
[図8]



[図9]

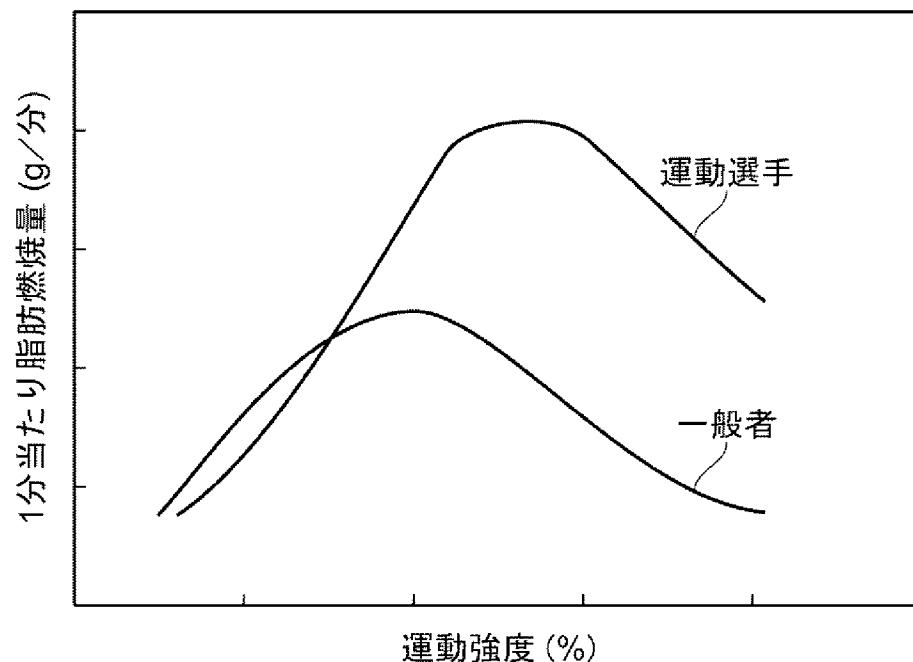


[図10]

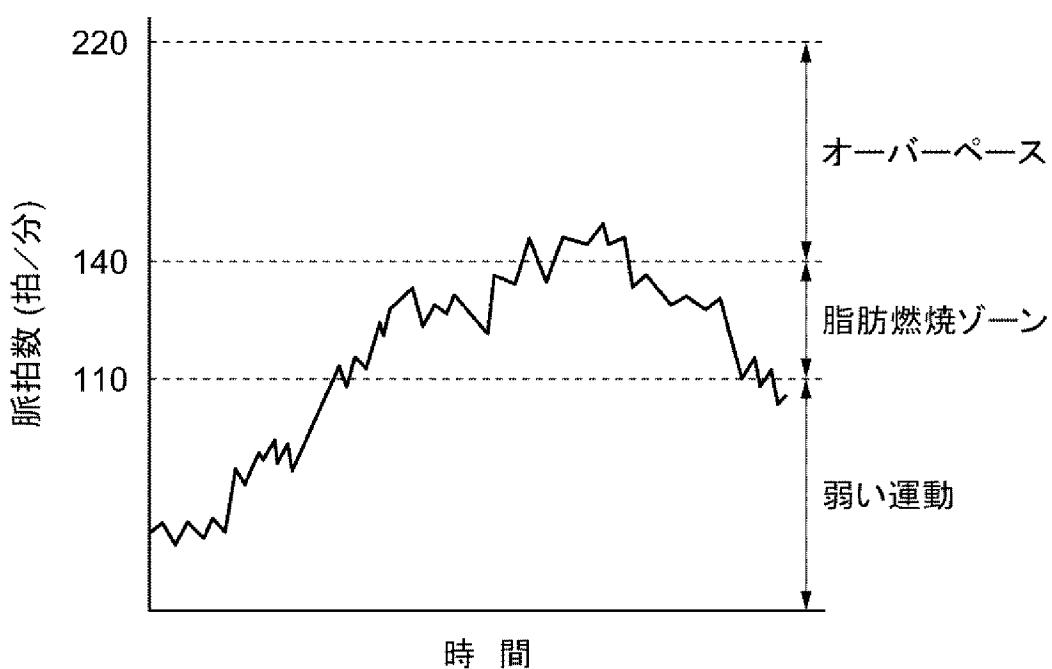


[図11]

(a)



(b)



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/003472

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01N21/65(2006.01)i, A61B5/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01N21/00-21/83, A61B5/00, G01N33/497

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2012-63156 A (Seiko Epson Corp.), 29 March 2012 (29.03.2012), entire text; all drawings & US 2012/0062882 A1 & CN 102401794 A	1-8
Y	JP 61-11095 B2 (Bunji HAGIWARA), 01 April 1986 (01.04.1986), claim 1; fig. 1 & US 4185620 A & GB 1587879 A & DE 2758413 A & FR 2376412 A	1-8
Y	JP 56-70756 A (Ishikawa Seisakusho, Ltd.), 12 June 1981 (12.06.1981), claim 1; fig. 1 (Family: none)	1-8

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
13 August, 2013 (13.08.13)

Date of mailing of the international search report
27 August, 2013 (27.08.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/003472

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 5-29690 Y2 (Nihon Kohden Corp.), 29 July 1993 (29.07.1993), entire text; all drawings (Family: none)	1-8
Y	JP 2936029 B2 (AVL Medical Instruments AG.), 23 August 1999 (23.08.1999), entire text; all drawings & US 5376336 A & EP 516610 A1	1-8
Y	JP 2002-195919 A (Japan Science and Technology Corp.), 10 July 2002 (10.07.2002), entire text; all drawings & US 2004/0147885 A1 & EP 1357376 A1 & WO 2002/054041 A1 & KR 10-2005-0099562 A	8
Y	JP 2001-349888 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 21 December 2001 (21.12.2001), entire text; all drawings (Family: none)	8
A	JP 2011-128135 A (Seiko Epson Corp.), 30 June 2011 (30.06.2011), entire text; all drawings & JP 2011-128133 A & US 2011/0114859 A1 & US 2011/0116088 A1 & EP 2325634 A2 & EP 2325635 A2 & KR 10-2011-0055466 A & KR 10-2011-0055467 A	1-9
A	JP 2002-85385 A (Sadako HONDA), 26 March 2002 (26.03.2002), entire text; fig. 5 (Family: none)	1-9
A	JP 2009-97960 A (Toyota Industries Corp.), 07 May 2009 (07.05.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-9
A	JP 2003-516795 A (F. Hoffmann-La Roche AG.), 20 May 2003 (20.05.2003), entire text; all drawings & US 2003/0050543 A1 & EP 1241979 A & WO 2001/043628 A1	1-9
A	JP 11-508033 A (Massachusetts Institute of Technology), 13 July 1999 (13.07.1999), entire text; all drawings & US 5615673 A & EP 821563 A & WO 1996/029925 A2	1-9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/003472

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
E, A	JP 2012-198060 A (Seiko Epson Corp.), 18 October 2012 (18.10.2012), entire text; all drawings & US 2012/0238840 A & CN 102680449 A	1-9

A. 発明の属する分野の分類(国際特許分類(IPC))

Int.Cl. G01N21/65 (2006.01)i, A61B5/00 (2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料(国際特許分類(IPC))

Int.Cl. G01N21/00-21/83, A61B5/00, G01N33/497

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2013年
日本国実用新案登録公報	1996-2013年
日本国登録実用新案公報	1994-2013年

国際調査で使用した電子データベース(データベースの名称、調査に使用した用語)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2012-63156 A (セイコーエプソン株式会社) 2012.03.29, 全文、全図 & US 2012/0062882 A1 & CN 102401794 A	1-8
Y	JP 61-11095 B2 (萩原文二) 1986.04.01, 請求項1, 図1 & US 4185620 A & GB 1587879 A & DE 2758413 A & FR 2376412 A	1-8
Y	JP 56-70756 A (株式会社石川製作所) 1981.06.12, 請求項1, 図1 (ファミリーなし)	1-8

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

- 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
- 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
- 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献(理由を付す)
- 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
- 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

- 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
- 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
- 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
- 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

13.08.2013

国際調査報告の発送日

27.08.2013

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許序審査官(権限のある職員)

田中 洋介

2W 3009

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 5-29690 Y2 (日本光電工業株式会社) 1993.07.29, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-8
Y	JP 2936029 B2 (アー・ファウ・エル・メディカル・インストルメンツ・アク チエンゲゼルシャフト) 1999.08.23, 全文、全図 & US 5376336 A & EP 516610 A1	1-8
Y	JP 2002-195919 A (科学技術振興事業団) 2002.07.10, 全文、全図 & US 2004/0147885 A1 & EP 1357376 A1 & WO 2002/054041 A1 & KR 10-2005-0099562 A	8
Y	JP 2001-349888 A (松下電器産業株式会社) 2001.12.21, 全文、全図 (ファミリーなし)	8
A	JP 2011-128135 A (セイコーエプソン株式会社) 2011.06.30, 全文、全図 & JP 2011-128133 A & US 2011/0114859 A1 & US 2011/0116088 A1 & EP 2325634 A2 & EP 2325635 A2 & KR 10-2011-0055466 A & KR 10-2011-0055467 A	1-9
A	JP 2002-85385 A (本田禎子) 2002.03.26, 全文、図5 (ファミリーなし)	1-9
A	JP 2009-97960 A (株式会社豊田自動織機) 2009.05.07, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9
A	JP 2003-516795 A (エフ・ホフマン・ラ・ロッシュ・アー・ゲー) 2003.05.20, 全文、全図 & US 2003/0050543 A1 & EP 1241979 A & WO 2001/043628 A1	1-9
A	JP 11-508033 A (マサチュセッツ・インスチチュート・オブ・テクノロジー) 1999.07.13, 全文、全図 & US 5615673 A & EP 821563 A & WO 1996/029925 A2	1-9
EA	JP 2012-198060 A (セイコーエプソン株式会社) 2012.10.18, 全文、全図 & US 2012/0238840 A & CN 102680449 A	1-9